

N° : d'ordre : 74/2012 – M/PH

République Algérienne Démocratique et Populaire

Ministère de L'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

Université des Sciences et de la Technologie Houari Boumediene

FACULTE DE PHYSIQUE



MEMOIRE

Présenté en vue d'obtention du diplôme de MAGISTER

En : PHYSIQUE

Spécialité : Physique Médicale

Par : M^{me} Fatma BOUDJEMA

Sujet

***Dosimétrie in vivo du cancer du col de
l'utérus***

Soutenu publiquement, le 15/07/2012 devant le jury composé de :

M.A. C. CHAMI	Professeur à l'USTHB	Président
Mme. Z. SAKHRI BRAHIMI	Chargée de Recherche au CRNA	Directrice de mémoire
Mme A. FRAHI AMROUN	Professeur à l'USTHB	Examinatrice
Mme N. DAKSI	Chargée de Recherche au CPMC	Examinatrice
M.A. TOUTAOUI	Chargé de Recherche au CRNA	Examineur

بسم الله الرحمن الرحيم

Je tiens d'abord à remercier ALLAH de m'avoir aidé à terminer ce modeste travail qui j'espère sera utile pour les physiciens médicaux.

Il ne me sera jamais possible d'exprimer suffisamment ma gratitude à ma chère mère, à mon cher père, à mon mari, à ma sœur et à mes frères pour leur soutien moral.

Je tiens aussi à remercier particulièrement mes nièces, mon beau frère, ma belle sœur et mes amies nadia , kenza et ourida pour leurs encouragements.

Ce travail a été réalisé au Centre Pierre et Marie Curie (CPMC) d'Alger sous la direction de Mme Z. BRAHIMI - SAKHRI, attachée de Recherche au CRNA. Je tiens tout particulièrement à lui témoigner mes remerciements pour l'effort qu'elle a fourni pour la réalisation de ce travail. Je la remercie pour ses conseils et pour son immense patience.

Je tiens également à remercier :

- Monsieur A. CHAFIK CHAMI, Professeur à l'USTHB, pour m'avoir fait l'honneur de présider ce jury. Nous le remercions pour ses encouragements.
- Madame A. FRAHI Professeur à l'USTHB, pour tous les conseils et les encouragements qu'elle n'a pas cessé de prodiguer pendant ma formation et d'avoir accepté d'être membre du jury et de nous honorer par sa présence.
- Monsieur A. TOUTAOUI, attaché de Recherche au CRNA, nous le remercions pour ses encouragements et ses conseils.
- Mme N. DAKSI Chargée de Recherche au CPMC, Nous la remercions pour ses conseils, encouragements, sa gentillesse et d'avoir accepté d'examiner ce mémoire.
- Monsieur M. AFIANE, Professeur et Chef de service de radiothérapie au Centre Pierre et Marie Curie (CPMC) d'Alger. Nous le remercions pour ses encouragements, sa compréhension. En effet, il nous a facilité le travail en mettant à notre disposition les infrastructures nécessaires à l'accomplissement de notre travail.

Je remercie également mes collègues physiciens, sans oublier les médecins surtout Pr Oukrif, Dr Mahiou, Dr Zenati, Dr Rahou, Dr Allouche,, les manipulateurs pour leur patience malgré le nombre considérable de patients à traiter, ainsi que le reste du personnel.

SOMMAIRE

INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE 1 : LES DETECTEURS UTILISES EN DOSIMETRIE IN VIVO	1
I.1 Introduction.....	1
I.2 LES CHAMBRES D'IONISATION	2
<i>I.2.1 Principe de fonctionnement.....</i>	<i>2</i>
I.3. LES DETECTEURS A SEMI-CONDUCTEURS	3
I.3.1.1. Principes physiques des dosimètres à semi-conducteurs.....	4
I.3.1.2. Caractéristiques Physiques	6
I.3.1.4. Caractéristiques Dosimétriques :.....	7
a. La dose cumulée.....	8
b. L'énergie du faisceau incident	9
c. Le débit de dose.....	9
d. L'angle d'incidence du faisceau	9
e. La Température	9
I.4 Les transistors MOSFET.....	10
I.5 Dosimètres à thermoluminescence	12
I.5.1 Principe de la thermoluminescence.....	13
I.6 Comparaison.....	15
CHAPITRE 2 : PLANIFICATION DE TRAITEMENT	25
II.1 Grandeurs et fonctions dosimétriques	26
II.1.1 La dose absorbée.....	27
II.1.2 le débit de dose absorbée	28
II.1.3 l'Unité Moniteur	28
II.1.4 DISTRIBUTION SPATIALE DE LA DOSE	28
II.1.4.1 Rendement en profondeur	28
II.1.4.2 Le Profil de dose.....	32
II.1.4.3 Courbes isodoses	33
II. 2 LA CHAINE DE TRAITEMENT EN RADIOTHERAPIE EXTERNE	34
II.2.1. Préparation du traitement	35
II.2.1.1 Localisation du volume cible	35
Volumes cliniques :.....	35
Volumes dosimétriques :.....	36

SOMMAIRE

II.2.1.2 Planification de traitement :	36
II.2.1.3 La simulation et l'acquisition des données patients	37
II.2.1.4 La Dosimétrie clinique	39
II.1.2.5 Traitement	40
a. Mise en place - Séance préliminaire à l'irradiation (set up)	40
b. Vérification :	41
c. Enregistrement :	41
II.2 Dosimétrie in Vivo	42
II.3 Cancer du col utérin	43
II.3.1 Anatomie	44
II.3.2. Traitement :	45
II.3.3.1 Détermination du volume cible	45
II.3.3.2 Réalisation du centrage et mise en place de la patiente	45
a) Position et alignement de la patiente	45
b) Technique en boîte	46
II.3.3.4 Dosimétrie	46
II.3.3.5 Les doses délivrées	47
II.3.3.6 Surveillance après traitement	48
II.3.4 Conclusion	48
CHAPITRE 3 : MATERIELS ET METHODES	49
III. INTRODUCTION :	49
III. Dispositif expérimental	50
III.1 Appareil de traitement	50
III.2 Instruments de mesure	51
III.2.1 La Chambre d'ionisation de référence	51
III.2.2 Dosimètres semi conducteurs	53
III.2.3 Fantôme « Eau Virtuelle »	54
III.3 Introduction	55
III.3.1 Vérification des diodes	55
➤ Stabilité de l'information dosimétrique	56
➤ Précision intrinsèque	56
➤ Réponse en fonction de la dose (la linéarité)	56
III.3.2 Etalonnage des diodes:	56

SOMMAIRE

III.3.1.1 Etalonnage des diodes à l'entrée	56
III.3.2.2 Les Facteurs Correctifs (FC_i).....	58
III.3.2.2.1 Facteur Correctif de la variation de la Taille de Champs (FC_{tc}).....	59
III.3.2.2.2 Facteur Correctif de la Transmission du Porte Cache (FC_{trans}).....	59
III.2.2.3 Facteur correctif de la variation de la DSP (FC_{DSP}).....	60
III.2.2.4 Facteur de correction de la variation angulaire (FC_{ang}).....	61
III.3.1.2 Etalonnage des diodes à la Sortie	61
III.3.1.3. Facteur d'étalonnage	62
III.4. La Méthodologie :	63
III.4. 1.Méthode de calcul :	63
CHAPITRE 4 : RESULTATS & DISCUSSIONS.....	65
IV. Introduction :	65
IV. 1 Caractérisation des diodes.....	66
IV.2 Test initial	66
La stabilité de la réponse après irradiation	66
La stabilité à très court terme	66
La stabilité à court terme.....	66
Stabilité à court terme.....	67
Stabilité à long terme	67
IV.1.3 Linéarité de la réponse	67
IV.2 Mesures à l'entrée.....	69
IV.2.2 Variation de la taille de champ	73
IV.2.2.1 Variation de la réponse des diodes en fonction de la taille de champ	73
IV.2.3 Variation angulaire	76
IV.2.3.1 Variation de la réponse en fonction de l'angle d'incidence du faisceau.....	76
IV.2.3.2 Facteur de Correction de la Variation Angulation	76
IV.3 Mesures à la sortie	78
IV.3.2 Variation de la taille de champ	79
IV.3.2.1 Facteur de correction de la Variation de la Taille de champ	79
IV.4 Etalonnage des diodes	80
IV.5 Mesure sur patientes (in vivo) et calcul des écarts.....	81
La dose à l'entrée :	81
La dose à la sortie :	84

SOMMAIRE

CONCLUSION	87
References bibliographique	90

INTRODUCTION

Après la découverte des rayons X, en 1895 par Wilhelm Conrad Roentgen, les radiations ionisantes ont été utilisées pour le traitement du cancer. De nos jours, on utilise la chirurgie, la radiothérapie et la chimiothérapie. La radiothérapie comporte la radiothérapie externe, la curiethérapie et la radiothérapie métabolique. La radiothérapie externe consiste en l'emploi de faisceau de photons ou d'électrons de haute énergie générée par un accélérateur linéaire médical. Celui-ci peut produire pendant le traitement plusieurs faisceaux orientés dans différentes directions. L'accélérateur Linéaire Médical (LINAC) est le type d'accélérateur le plus utilisé en radiothérapie externe. La curiethérapie utilise des sources radioactives scellées pour un traitement localisé. Par contre, la radiothérapie métabolique utilise des sources radioactives non scellées.

Le but de la radiothérapie est de délivrer une dose élevée au volume cible, tandis que les structures saines avoisinantes doivent recevoir la plus petite dose possible. La radiothérapie conformationnelle (RTC) et la radiothérapie avec modulation d'intensité (IMRT) améliorent considérablement la capacité d'atteindre ce but.

L'expérimentation et la clinique montrent qu'un changement de la dose de 7% à 15% peut réduire le contrôle local de la tumeur d'une façon significative [2]. Cependant la Commission Internationale de Radiologie et de Mesures (ICRU) recommande que la dose délivrée à la tumeur ne doit pas dépasser la dose prescrite de plus de 5%, en radiothérapie classique [3] (selon la pathologie).

La vérification géométrique, peut être réalisée en utilisant un simulateur, un scanner tomographique (CT scan) ou un système d'Imagerie à Résonance Magnétique (IRM). Les données habituellement collectées par le CT et/ou l'IRM (fusion d'image) sont utilisées par un Système de Planification de Traitement (TPS) pour la réalisation d'un plan du traitement à 3D. Cependant, les erreurs dues au mouvement des organes internes font que, le volume planifié et le volume cible diffèrent. Le système d'alignement des lasers, les systèmes d'immobilisations,... peut réduire les erreurs de positionnement et du déplacement d'une façon efficace. L'imagerie portale (EPIDs) peut être aussi utilisée pour la vérification du positionnement du patient pendant l'irradiation. Cependant, il est difficile de commander ou

de contrôler les mouvements internes des organes. Les exemples typiques sont le poumon et la prostate. Leurs mouvements peuvent atteindre plusieurs centimètres. Des techniques de réduction de l'effet du mouvement des organes sont utilisées ; entre autres la technique du ballon rectale, et tiennent en compte le déplacement de la tumeur causé par les mouvements respiratoires. Toutefois ainsi nous risquons de ne pas aboutir à une précision suffisante. Généralement l'IMRT n'est pas appropriée au cancer du poumon, puisque, en IMRT on se conforme à la cible et à cause des mouvements internes les résultats seront mauvais, car des structures saines au voisinage reçoivent une dose trop élevée tandis que des parties de la tumeur reçoivent une dose moindre. Les TPS de la nouvelle génération utilisent la radiothérapie guidée par l'image en temps réel.

Chaque étape est très importante dans la chaîne de traitement et peut contribuer à l'incertitude globale sur la dose délivrée, entre autres : l'erreur géométrique mentionnée ci-dessus, les erreurs dues au transfert des données de traitement entre le système de planification de traitement ou du simulateur et l'accélérateur, les erreurs dues à la balistique de traitement, L'exactitude de la dose délivrée peut être vérifiée.

Par conséquent, quelques sociétés savantes tels que : l'AAPM [4], l'SFPM [12] l'ESTRO [1,5] et l'ICRU [27] recommandent l'évaluation de la dose délivrée directement sur le patient pendant le traitement, c'est la dosimétrie *in vivo* (DIV). Donc la DIV réalise des mesures de dose pendant le traitement pour la vérification en temps réel de l'adéquation entre la dose délivrée et la dose prescrite. L'idéal est de placer le dosimètre au point de prescription, mais cela est difficile à réaliser pour tous les traitements, donc on place les détecteurs en des sites accessibles tels que la peau ou des cavités naturelles du corps.

Les objectifs visés par la DIV sont :

- La mesure des doses en des points d'intérêt (organes à risques).
- La détection et la correction des erreurs systématiques entre la préparation et la première séance de traitement.
- L'évaluation de la qualité globale d'une technique particulière d'irradiation ou de la dose délivrée dans un service.

Donc la DIV doit se faire au premier jour de traitement et à chaque changement d'un des paramètres. Les niveaux d'action sont en fonction des résultats obtenus et des tolérances retenues.

La vérification *in vivo* de traitement inclu une vérification géométrique et dosimétrique.

Les détecteurs qui sont utilisés pour assurer la *dosimétrie in vivo* sont les diodes à semi conducteurs, les dosimètres thermo-luminescents (TLD) les dosimètres par luminescence stimulée optiquement (OSL) les MOSFETS. Les mesures IV avec une diode peuvent être obtenues directement, cela permet un contrôle immédiat, c'est l'une des raisons (avantage) qui font que pour ce type de mesure la diode est meilleure que la TLD. Malgré cela, différents paramètres peuvent affecter la réponse de la diode une fois exposée au rayonnement entre autres : le débit de dose, la distance de mesure, l'angle d'incidence du faisceau, la température,.... Dans le commerce on trouve deux types de diodes au silicium [8,9] pour la DIV les diodes type-n et les diodes type-p. En raison de la manière dont les diodes du même type sont fabriquées, elles se comportent différemment après une exposition à une radiation. Donc les diodes d'un même lot, du même modèle sont différentes l'une par rapport à l'autre. Ainsi une caractérisation individuelle est nécessaire pour une DIV précise. Cette caractérisation permet la vérification, l'analyse et la détermination des performances des diodes en fonction des paramètres susceptibles d'influencer leur réponse, dans les conditions les plus proches de leur utilisation, ainsi que la détermination de leurs limites et les précautions à prendre.

Le présent travail s'inscrit dans la mise en œuvre d'un programme d'assurance qualité en radiothérapie afin de contribuer à l'amélioration de la prise en charge de la dosimétrie personnalisée des patients et de contribuer à l'amélioration de l'efficacité des traitements. Son but consiste à réaliser des procédures pratiques pour une caractérisation et un étalonnage individuel d'un ensemble de diodes à semi conducteurs de type-p des EDP20^{3G}, pour une utilisation en *dosimétrie in vivo* afin d'avoir une estimation sur la dose réellement délivrée au niveau de la tumeur et aux organes critiques.

Le présent mémoire est structuré comme suit: dans le premier chapitre, nous avons décrit les différents types de détecteurs qui peuvent être utilisés en DIV, leurs principes de fonctionnement et leurs caractéristiques physiques, entre autre une comparaison entre les détecteurs nous a permis d'effectuer notre choix et d'opter pour les diodes à semi

conducteurs. Nous avons consacré le deuxième chapitre à une description détaillée de la planification de traitement où nous avons fait ressortir l'intérêt de la DIV. Le troisième chapitre est destiné à la description du matériel utilisé et la méthodologie adoptée pour la réalisation de ce travail. Le dernier chapitre regroupe tous les résultats obtenus dans le cadre de ce travail leur discussion, et enfin nous présentons la conclusion générale.

LES DETECTEURS UTILISES EN DOSIMETRIE IN VIVO

CHAPITRE 1 : LES DETECTEURS UTILISES EN DOSIMETRIE IN VIVO

Dans ce chapitre nous allons décrire les différents types de dosimètres utilisés en dosimétrie in vivo (DIV) aussi bien leurs principes de fonctionnement que leurs caractéristiques physiques. Une comparaison entre ces détecteurs est effectuée afin de pouvoir déterminer le détecteur le plus approprié pour la DIV en radiothérapie externe.

I.1 Introduction

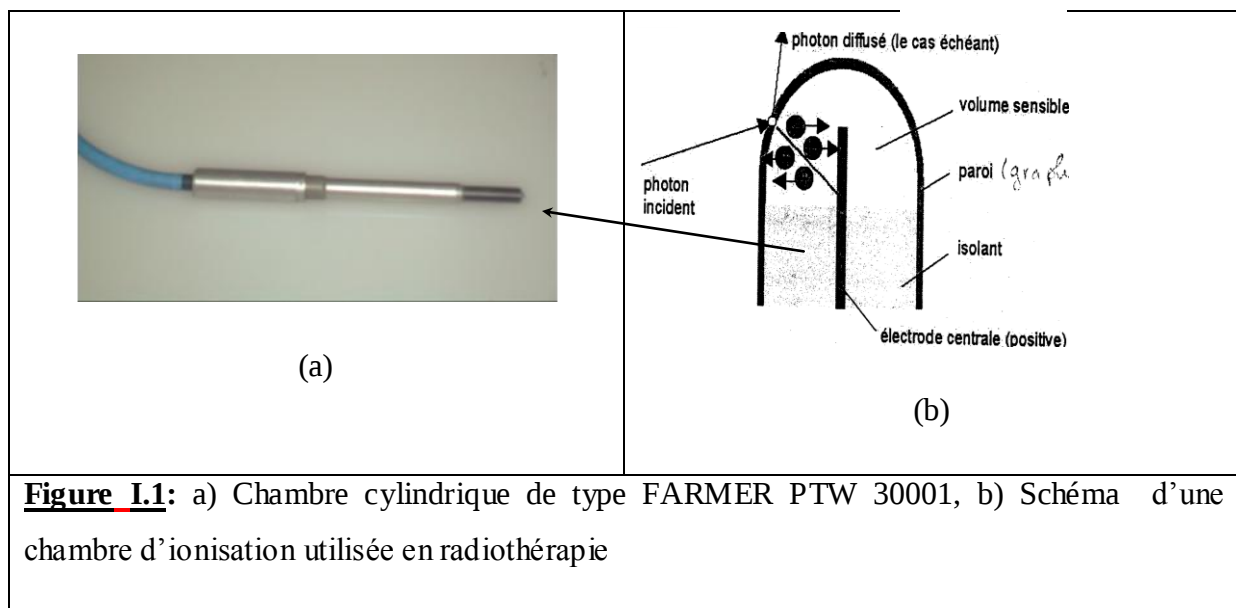
Cliniquement les semi-conducteurs sont utilisés depuis plusieurs années en DIV, leurs premières utilisations ont été présentées par Parker vers les années 70 suivi par INOUE en 1980 et récemment par Van Dam, MARINELLO et HUYSKENS entre 1994, et 2001. Aujourd'hui, la DIV est devenue une pratique courante en routine clinique, pour vérifier le procédé entier de traitement, entre la planification et la délivrance de la dose. Les dosimètres les plus utilisés sont principalement les diodes et les dosimètres Thermo-luminescent (TLD).

Malgré que la chambre d'ionisation présente une meilleure stabilité par rapport aux autres détecteurs (donc des erreurs de mesure inférieures), et une faible dépendance énergétique, elle n'a jamais été utilisée comme instrument de mesure de dose en DIV (MAYLES 1999) [1] parce que leur utilisation en DIV pose un risque sur le patient, (électrocuter) de plus, de leur taille et du fait qu'elle soit très fragiles.

Récemment, un nouveau type de détecteur a été introduit dans le commerce pour des utilisations en DIV, ce sont les transistors MOSFET. Ce type de détecteurs présentent moins de dépendances des paramètres physiques comparés aux autres détecteurs cités précédemment, donc ils sont plus simples à utiliser, et ils exigent moins de temps pour une mise en application (MASTRON- Mc GARY 2003, JONET et al.2004, RAMASESHAN et autres 2004) [2]

I.2 LES CHAMBRES D'IONISATION

Les chambres d'ionisation (CI) constituent le système dosimétrique le plus employée pour les mesures dosimétriques. Pour la DIV elles sont utilisées comme instrument de référence dans la caractérisation et l'étalonnage des dosimètres de routine.



Principe de fonctionnement

Une chambre d'ionisation est constituée d'une enceinte en matériau conducteur remplie d'un gaz ou d'air. Au centre de cette enceinte, se trouve une électrode portée à une tension négative ou positive, et l'enceinte à la masse, voir figure I.1.

Le rayonnement incident ionise le gaz et les ions créés (positifs ou négatifs selon la tension appliquée à l'électrode centrale) sont attirés par l'une des électrodes suivant leur signe et collectés par cette électrode, d'où l'apparition d'un courant électrique proportionnel à la dose de rayonnement reçue.

Vu que le courant d'ionisation est très faible, la chambre est connectée à un amplificateur à courant continu pour permettre la lecture. Cette électronique associée au système de lecture constitue ce qu'on appelle « électromètre ».

I.3. LES DETECTEURS A SEMI-CONDUCTEURS

Les détecteurs à semi-conducteurs (DSC) sont des dosimètres qui ne nécessitent pas une source de tension externe, ils sont plus sensibles que les chambres d'ionisations, d'une part parce que l'énergie exigée pour produire une paire e^- -trou dans le Silicium (Si) est de 3,5eV comparée à 34eV exigée pour produire une paire d'ions dans l'air (chambre d'ionisation) et d'autre part parce que la densité de Si est 1.8 fois plus grande que celle de l'air. Ainsi, une diode de petit volume sensible peut fournir un signal adéquat.

Un semi conducteur est constitué de trois bandes énergétiques. La bande interdite (BI) qui sépare une bande d'énergie permise, la bande de valence (BV) entièrement remplie d'électrons et une bande de conduction (BC) complètement vide. Au zéro absolu, les semi conducteurs, se comportent comme des isolants. La largeur de la bande interdite est faible, de 1,1 eV pour le Si, comparativement à celle des isolants (> 6 eV). Du fait de cette faible énergie, les électrons de la bande de valence peuvent facilement passer dans la bande de conduction sous le seul effet de l'agitation thermique, laissant derrière eux des trous. Une conduction électronique dans la bande de conduction et une conduction par trous dans la bande de valence sont observées [10]

I.3.1 Les diodes au silicium

Les diodes en Silicium de jonction p-n sont souvent utilisées pour la dosimétrie relative. Leur sensibilité (élevée), réponse instantanée, petit volume et leur structure robuste offrent des avantages spéciaux. Leurs limitations en tant que dosimètre sont dues à leur dépendance : énergétique, directionnelle, thermique ainsi qu'aux dommages induits par les radiations. Les diodes modernes réalisées pour la dosimétrie ont été fabriquées de sorte à minimiser ces effets.

Avec un électromètre associé la diode permet une mesure en temps réel de la dose délivrée ce qui en fait de l'ensemble un détecteur de choix pour l'assurance de qualité des traitements par les mesures IV [2]. La figure I.2 représente des diodes à semi conducteur, des EDP10 et EDP20 fabriquées par PTW Scanditronix utilisées en DIV en radiothérapie.



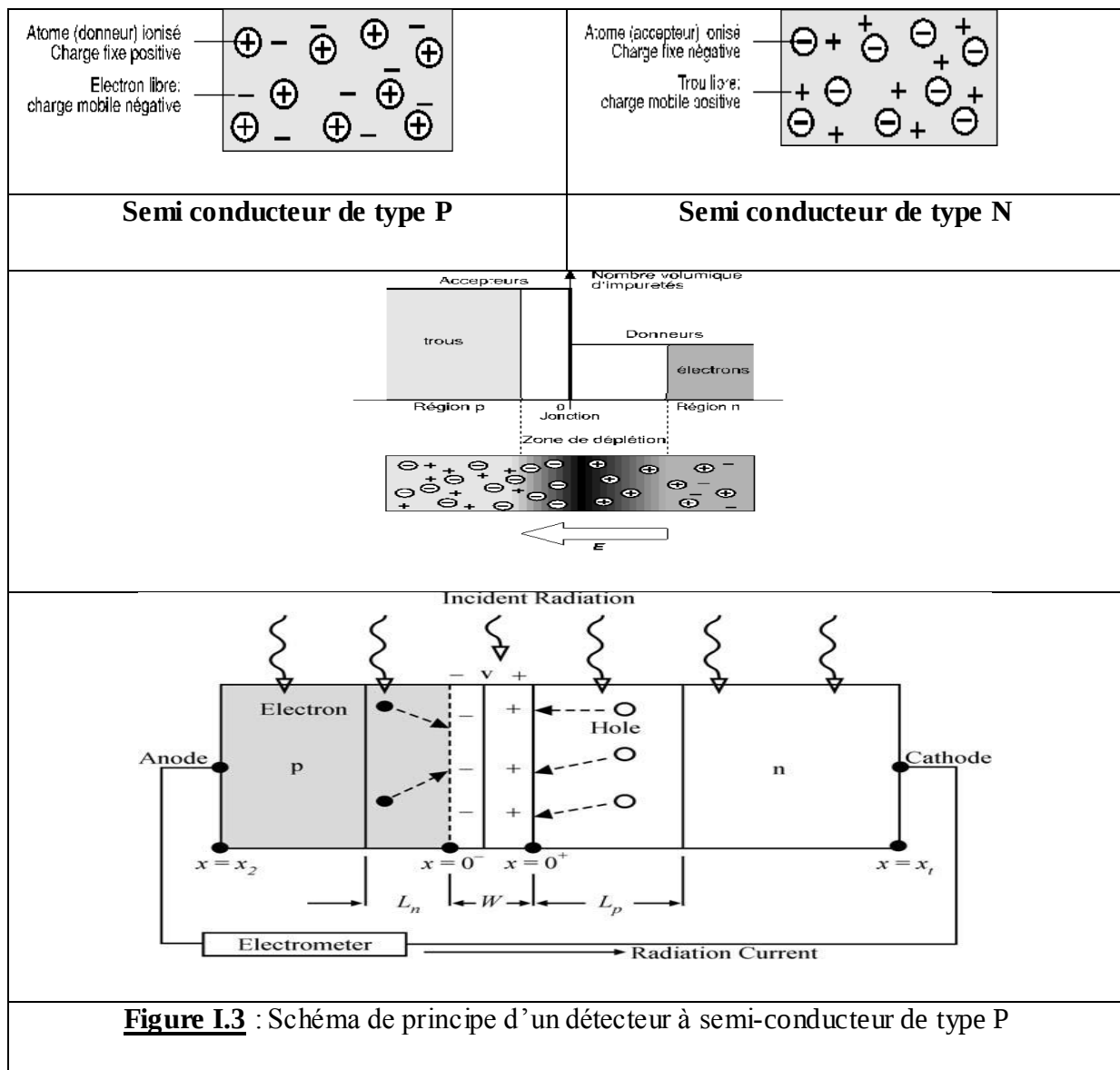
Figure I.2: Diodes (a) sun nuclear (b) Scanditronix des EDP

I.3.1.1. Principes physiques des dosimètres à semi-conducteurs

Le dosimètre à Diode est un cristal de Silicium mixé ou dopé avec des impuretés pour fabriquer un Silicium de type N ou P.

- a) Silicium type N : pour réaliser un Si de type N il faut doper le Si par un matériau de 5ème groupe (cinq é dans la couche de valence) par exemple le Phosphore. Ainsi quatre électrons de ce dernier entrent en relation de covalence avec les quatre électrons du Si pour avoir une bande de valence à huit électrons. Le cinquième électron quitte la bande de valence et devient un électron libre dans la bande de conduction. Le phosphore devient un ion positif.
- b) Silicium type P : pour obtenir un Si de type P il suffit de doper le S C par un élément du troisième groupe (3 é dans la couche périphérique) par exemple le Bore. Les trois électrons entrent en relation avec les 4 électrons du Si. Nous remarquons qu'il manque un électron pour avoir la bande de valence saturée. Ce manque d'électron sera désigné par un trou. Du fait de l'agitation thermique il arrive toujours que les électrons quittent leur orbite et 's'aventurent' pour être 'captés' par l'atome à qui il en manque. Ainsi ce dernier devient ion négatif et le trou se sera déplacé, il devient un trou "mobile"
- c) Diode à jonction PN ; on peut réaliser les deux types de Si P et N dans le même monocristal de Silicium pour obtenir une diode à jonction PN.

Les électrons limitrophes de la jonction passent de la zone N pour combler les trous de la zone P. Au fur et à mesure de leur passage un champ électrique dirigé de N (ions positifs) vers P (ions négatifs) prend naissance et s'amplifie jusqu'à avoir une force suffisante pour arrêter ce déplacement d'électrons. On obtient une zone de déplétion (isolante) de part et d'autre de la jonction PN qui empêche les e^- de passer de N vers P. Quand la diode est irradiée des paires électrons-trous sont produits à l'intérieur de la zone de déplétion. Ils sont immédiatement balayés par le champ électrique (les e^- sont dirigés vers N et les trous vers la zone P). Ceci provoque une augmentation du courant induit par le rayonnement. La direction de l'écoulement du courant électronique est de la région N vers la région P, voir figure I.3, ce qui est opposé à la direction du courant conventionnel [11].



Bien que le volume de collection ou de sensibilité (zone de déplétion) ne soit pas connu précisément, il est de l'ordre de 0,2 à 0,3 mm³. La zone de déplétion est située à une profondeur de 0,5mm par rapport à la surface du détecteur.

I.3.1.2. Caractéristiques Physiques

Plusieurs catégories de dosimètres à diode existent dans le commerce. Ils sont utilisés en fonction du type de rayonnements et de l'énergie du faisceau incident. Sur le tableau I.1 ci-dessous nous avons regroupé les caractéristiques physiques des différentes DSC et les conditions de leurs utilisations [12,8].

Tableau I.1: Caractéristiques physiques des différentes DSC utilisés en radiothérapie externe.

Société	Nom Commercial de la Diode	T y p e	Rayonne ment	Profondeur du point de mesure (mm)	Epaisseur équivalent tissu (mm)
Scanditronix	EDE-5	P	Cobalt 60	5	5
Scanditronix	EDP-10	P	4 - 8 MV	5	10
Scanditronix	EDP-20	P	8 - 16 MV	5	20
Scanditronix	EDP-30	P	16 - 25 MV	5	17
Scanditronix	EDD-2	P	Electrons	1	2
Scanditronix	EDD-5	P	Tous *	2.5	5
Sun Nuclear C.	30481-8 & 30481	N	1 -4 MV	3.55	5
Sun Nuclear C.	30487-8 & 30487	N	6 - 12 MV	3.55	30
Sun Nuclear C.	30488-8 & 30488	N	15 - 25 MV	3.55	15

Sun Nuclear C.	30496-8 30496	&	N	0 keV-18 MV	3	
Sun Nuclear C.	30495-8 30495	&	N	Electrons	2.5	1 mm Al
Precitron	E5		N	Cobalt60, Electrons		5
Precitron	P10		N	4 - 8 MV		10
Precitron	P20		N	8 - 16 MV		20
Precitron	P30		N	16 - 22 MV		30

I.3.1.4. Caractéristiques Dosimétriques :

En raison de la manière dont les diodes sont fabriquées, elles se comportent différemment après une exposition à une radiation, par conséquent, il est recommandé de réaliser quelques tests avant de les utiliser en routine clinique, parmi ces tests nous pouvons citer:

- La stabilité du signal après irradiation.
- La précision intrinsèque du détecteur.
- La variation de la réponse du détecteur en fonction de la dose (la linéarité).

Différents paramètres affectent la réponse de la diode une fois exposée au rayonnement, entre autres : la dose cumulée, le débit de dose, l'énergie du faisceau incident, la distance de mesure, l'angle d'incidence du faisceau, la température,...

facteurs influant la réponse de la diode

a. La dose cumulée

- Les interactions des particules induites par le rayonnement incident (électrons, neutrons, protons) dans le dosimètre semi conducteur se traduisent par un déplacement d'atomes de Silicium et créent des défauts ponctuels. Ces défauts se comportent comme des centres de recombinaison (ou des pièges). Il en résulte une diminution irréversible de la sensibilité du détecteur. Ce paramètre est pris en compte lors de l'étalonnage périodique des DSC.
- Il est bien connu qu'une diode a une certaine "mémoire" de la dose qu'elle cumule graduellement durant son utilisation clinique. En effet, ce cumul de dose résulte d'une diminution progressive de la sensibilité du détecteur. Ceci est dû aux défauts additionnels, produits par le rayonnement, qui agissent en tant que centres de recombinaison pour les porteurs de charge.
- La perte "lente" de la sensibilité de la diode a été étudiée par LARIN en 1968 [4], RICKNER et GRUSELL en 1983 [5] et Van Dam et son groupe en 1990 [9]. Leurs résultats peuvent être récapitulés comme suit:
 - la perte initiale de la sensibilité d'une diode en fonction de la dose cumulée peut être plutôt raide, particulièrement pour les nouvelles diodes (figure I.4) ;
 - le phénomène est plus prononcé pour les diodes de type n que pour le type p (figure I.4) parce que les trous sont emprisonnés plus facilement que l'électron ;
 - la perte de la sensibilité est plus importante pour l'énergie élevée des électrons que pour des photons et, pour le même type de particules, l'efficacité de la diode augmente en fonction de l'énergie.

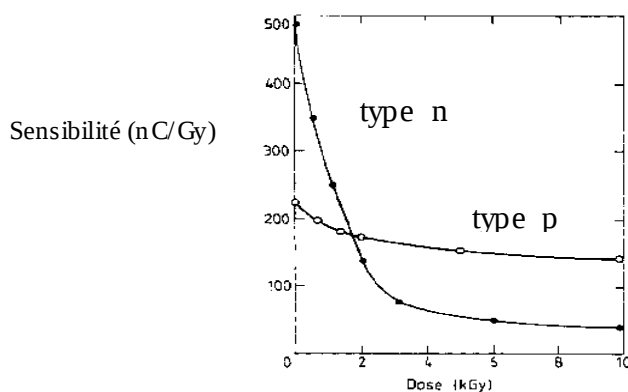


Figure I.4 : Effet de la dose cumulée sur la sensibilité du détecteur

b. L'énergie du faisceau incident

A cause du nombre atomique élevé du Silicium ($Z=14$) comparé à l'eau ou l'air, les diodes présentent une dépendance énergétique sévère. Ainsi certaines diodes sont construites pour fournir la compensation de l'énergie à travers la filtration.

c. Le débit de dose

La sensibilité des DSC s'affaiblit quand le débit de dose diminue, du fait que, le courant produit dans la diode dépend du taux de recombinaison dans le Silicium et que le taux de recombinaison dépend du débit de dose. Ce phénomène est généralement plus important pour les DSC de type N que de type P. Ce paramètre doit être impérativement pris en compte lorsque le débit est faible (mesure en sortie, mesures sous cache ou en dehors du champ d'irradiation).

d. L'angle d'incidence du faisceau

En raison de leur forme (figure I.2), les DSC utilisés en radiothérapie externe n'ont pas une réponse isotropique, donc ils sont sensibles à l'angle d'incidence du faisceau du rayonnement ionisant. Ils présentent ainsi une dépendance angulaire qui doit être prise en compte si l'angle d'incidence change.

e. La Température

Plusieurs auteurs ont introduit l'augmentation de la réponse des DSC avec l'augmentation de la température entre autres : GRUSELL and RICKNER en 1986 [6], VAN DAM en 1990 [10] et HEUKELOM en 1991 [11]). L'explication de base pour une augmentation de la réponse est au niveau des porteurs minoritaire des charges, en augmentant la température nous avons observé l'augmentation de leur énergie, et également de la probabilité de recombinaison. Dans la gamme de température entre celle de la pièce et celle de la surface de la peau du patient (entre 20° et 32°C) une augmentation linéaire de la sensibilité de la diode en fonction de la température est observée, voir figure I.5. Il convient de noter qu'avant de cumuler la dose, les diodes ont une dépendance plutôt modérée de la température, avec une variation de la sensibilité par rapport à la température (Sensitivity Variation With Temperature) (SVWT) en-dessous de 0.2% par °C. Cependant, quand elles commencent à cumuler la dose suite à des utilisations cliniques, une élévation pointue initiale de la SVWT est observée, qui pourrait se stabiliser à 0.4% par °C. Similaire à la diminution de la réponse (Fig. I.4), l'augmentation de SVWT en fonction de la dose cumulée sera réduite, ou même éliminée quand les diodes sont vendues pré-irradiées par la compagnie.

La figure 4 montre l'augmentation de la réponse des diodes avec la température et celle-ci augmente avec le cumul de dose [11]

La dépendance de la température d'une diode est le paramètre le plus difficile à maîtriser en conditions cliniques. Une des difficultés principales est l'impossibilité de connaître la température de la diode au moment de l'irradiation du patient. D'autre part GRUSSEL et RICKNER 1986[6] ont montré qu'une diode attachée sur la peau du patient, avec un ruban adhésif, prend plusieurs minutes pour atteindre l'équilibre thermique. Cette approche est retenue par la plupart des utilisateurs pour ne pas corriger cette variation de température (entre la pièce (condition d'étalonnage 20°C) et la peau (32°C)). Par contre, si les diodes sont attachées sur un masque ou sur la grille de l'accélérateur, leurs températures est de l'ordre de la température ambiante, dans ce cas il faut tenir compte du SVWT. Il faut noter qu'une fois le SVWT excède 0.4% par °C, la diode doit être placée hors usage (éliminée).

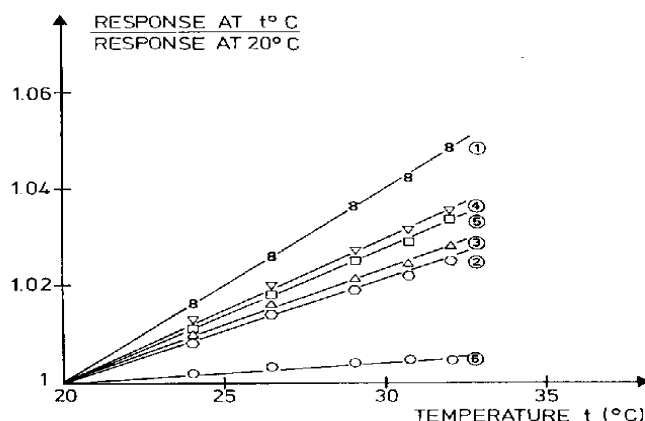


Figure 1.5 : Variation de la réponse des diodes Scanditronix de type P en fonction de la température.

Les diodes 1-5 avaient cumulé une dose de 4 KGy chacune, et la diode 6 n'a cumulé que 300Gy.

I.4 Les transistors MOSFET

Des transistors MOSFET ont été présentés la première fois en tant que dosimètres de rayonnement par HOLMS-SIEDEL en 1974. Depuis les chercheurs ont étudié l'efficacité de l'utilisation du MOSFET comme dosimètre de rayonnement (Gladstone et menton 1991, STREUBEL et autres. 1998) [3].

Le dosimètre MOSFET utilisé aujourd'hui est basé sur un transistor MOSFET de canal P. C'est un transistor MOSFET dopé négativement (type N) un substrat enduit de silicium. Au-dessus de ce substrat repose deux substrats enduits de silicium (la figure I.6 type P). Ces deux bornes s'appellent la source (S) et le drain (D). Entre ces deux bornes se trouve une couche d'isolation en oxyde de silicium (SiO_2). Sur cette dernière se trouve une troisième borne appelée la porte. Sans tension de polarisation appliquée à travers la porte le SiO_2 agit en tant qu'isolateur. Quand une tension de polarisation négativement chargée est appliquée, les trous de porte sont attirés de la source, du drain et de la couche en bloc d'oxyde vers la porte (figure I.7). Une fois qu'une tension de seuil (V_{th}) a été atteinte le nombre de trous nécessaires pour le courant pour couler entre la source et le drain sera atteint. Pour le seuil de dosimétrie de rayonnement la tension est souvent la tension exigée à travers la porte avant qu'un courant d'ensemble soit atteint ($10\mu\text{A}$) entre la source et le drain [9].

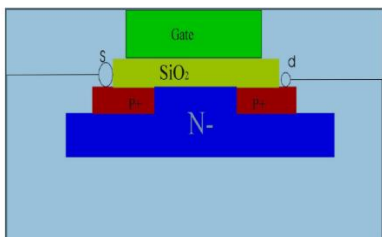


Figure I.6 : MOSFET

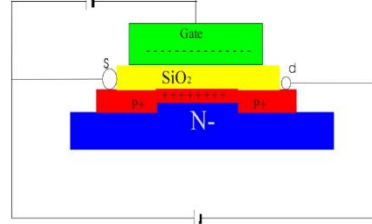


Figure I.7 : MOSFET avec polarisation à travers la porte

Quand le transistor MOSFET est irradié trois mécanismes contribuent à une variation de la tension de seuil (BENSEN et autres. 2004, CHUENG et autres. 2004, SOUBRA et autres. 1991 RAMANI et autres. note 4 1996 de technologie de 1991, de Thomson et de Nielsen. Ces mécanismes sont :

- ❖ le cumul de la charge emprisonnée dans l'oxyde
- ❖ l'augmentation du nombre de pièges d'interface
- ❖ l'augmentation du nombre de pièges en bloc d'oxyde.

Les électrons qui sont produits dans la couche SiO_2 se déplacent rapidement vers la charge positive et entrent en contact avec (p^+). Certains de ces électrons se recombineront avec les trous (qui se déplacent plus lentement que les électrons), mais les trous qui ne se

recombinent pas sont relativement immobiles et ne demeurent pas près de leur point de création. Quand ils atteignent la frontière du silicium SiO_2 certains sont emprisonnés dans les emplacements à long terme qui peuvent durer des années. Ceci mène au décalage négatif de la tension in situ qui n'est pas sensible au potentiel extérieur du silicium. C'est le décalage de tension (ΔV_{th}) qui est mesuré et c'est l'indicatif de la dose reçue par le transistor MOSFET. Le seuil de tension est donc proportionnel à la formation des trous à long terme de l'interface du silicium SiO_2 et donc soit augmenté en appliquant une tension de polarisation à travers la porte pendant l'irradiation. Ceci augmente le taux ou les électrons sont enlevés. En augmentant l'épaisseur de l'oxyde, l'excédent de volume que les trous ont produit mène à une plus grande variation de la tension de seuil. Il est plus facile d'augmenter la tension de polarisation que l'épaisseur d'oxyde. La qualité de fabrication diminue avec l'augmentation de l'épaisseur de l'oxyde. Par conséquent on augmente la sensibilité en augmentant la tension de polarisation.

Les MOSFETs ont une très bonne linéarité, une dépendance angulaire, une dépendance de la température et une dépendance énergétique.

I.5 Dosimètres à thermoluminescence

La thermoluminescence (TL) est la propriété que possèdent certains solides cristallins, préalablement irradiés, d'émettre de la lumière lorsqu'ils sont chauffés. Cette émission de lumière est liée à la présence de défauts qui perturbent la périodicité cristalline du solide et qui peuvent piéger les charges mises en mouvement lors de l'irradiation, le matériau est donc thermoluminescent, s'il est utilisé à des fins dosimétriques. Cette activation thermique provoque une émission de lumière dont l'intensité est proportionnelle à la dose délivrée au cristal suite à une exposition aux radiations. La dose d'irradiation reçue par le cristal peut être mesurée soit en intégrant la quantité de lumière sous un ou plusieurs pics de chauffe, soit en mesurant l'intensité lumineuse maximale qui est émise à une température bien définie (c'est-à-dire en mesurant la hauteur du pic TL à cette température).

I.5.1 Principe de la thermoluminescence

Dans un cristal parfait, les électrons occupent un certain nombre de niveaux d'énergie discrets répartis dans des bandes permises séparées par des bandes interdites. Dans un cristal parfait, les électrons ne peuvent occuper aucun niveau énergétique situé dans la BI. Au zéro absolu, l'énergie des électrons est minimale : la BC est vide, et la BV est remplie. Sous l'effet d'une excitation, par exemple un rayonnement ionisant, un électron de la BV peut recevoir une énergie, au moins égale à la largeur de la bande interdite, suffisante pour le faire passer dans la bande de conduction. L'électron devenu libre peut alors se déplacer dans le cristal. L'introduction d'impuretés chimiques lors de la synthèse du produit se manifeste par la présence de défauts dans la structure cristalline. La périodicité du cristal est perturbée, et des niveaux d'énergie sont créés dans la BI (figure I.8). Certains de ces défauts sont situés au voisinage de la BV et constituent des pièges pour les trous. Les trous sont des lacunes électroniques qui vont se comporter comme des charges électriques positives. D'autres sont positionnés au voisinage de la BC et sont des pièges pour les électrons libres, d'autres enfin peuvent jouer à la fois le rôle de pièges à trous et de pièges à électrons: ce sont les centres de recombinaison. Toute impureté capable de capturer un électron ou un trou est appelée centre de piégeage ou piège. Le phénomène de thermoluminescence ne peut s'interpréter que si les niveaux d'énergie engendrés par les défauts constituent des niveaux d'énergie métastables. Dans ce cas, tout retour direct de l'électron (ou du trou) vers son état initial est interdit.

L'irradiation du cristal a pour effet d'exciter les électrons depuis la BV jusqu'à la BC. Une partie de ces électrons circulant dans la BC retourne à l'état fondamental, tandis que l'autre partie est capturée par des pièges (Figure I.8).

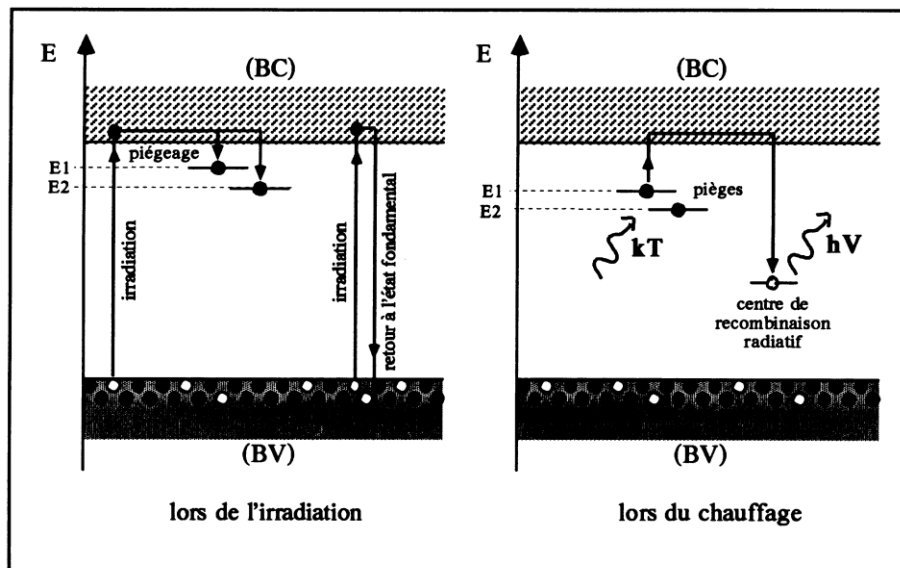


Figure I.8 : Description du phénomène de thermoluminescence

Les électrons demeurent piégés pendant un temps inversement proportionnel à la probabilité de dépiégeage et dépendant de la profondeur du piège.

Avec un apport suffisant d'énergie thermique, les électrons peuvent quitter leurs pièges, circuler dans la bande de conduction, et retomber dans la bande de valence, ou encore être capturés par un centre de recombinaison qui contient un trou. Le phénomène de thermoluminescence consiste en la recombinaison électron-trou avec émission d'un photon lumineux. La longueur d'onde de l'émission lumineuse est généralement caractéristique du centre de recombinaison. La profondeur du piège E apparaît comme étant l'énergie nécessaire pour faire passer l'électron du niveau métastable à un niveau supérieur à partir duquel le retour à l'état initial est permis. C'est pour cette raison que E est aussi appelée énergie d'activation. L'enregistrement des variations de l'émission lumineuse en fonction de la température et suivant une loi de chauffe linéaire donne la courbe de thermoluminescence appelée également thermogramme.

I.6 Comparaison

MASTRSON- Mc GARY en 2003 [2,7] a effectué une comparaison entre les différents dosimètres utilisés en DIV, les résultats de cette comparaison sont regroupés dans le tableau I.2 ci-dessous [2 ,7]

Table I.2: Tableau de comparaison des détecteurs utilisés en DIV de Mastrson- McGary

	TLD	IC	Diode	MOSFET
Précision	+	+	+	+
Sureté	+	-	+	+
Robustes et fiable	+	-	+	+
Résultat en temps réel	-	+	+	+
Efficace pour l'emploi	-	+	+	+
Efficace pour la Calibration	-	+	+	+
Efficace pour le AQ	-	+	+	+
Accessible	+	+	+	+

Si on se contente des caractéristiques citées dans le tableau I.2 nous pouvons conclure que les MOSFET et les diodes sont les détecteurs de choix pour la DIV.

Un autre tableau de comparaison (tableau I.3) a été réalisé par van Dam en 1994 [7] et mis à jour pour inclure les inconvénients de chaque type de détecteur. On peut conclure d'après ce tableau que les MOSFET et les TLD sont les détecteurs de choix pour la DIV, car on peut voir que trois paramètres parmi les neuf influent considérablement sur la réponse des diodes, alors que pour les MOSFET et les TLD soit, que le paramètre n'influe pas soit, que l'influence est négligeable.

Tableau I.3 Tableau de comparaison des détecteurs utilisés en DIV de Van Dam

	Câble	Haut Voltage	Retard Résultats	Dose	Dose cumulé	Débit Dose	Température	Energie	Direction
IC	++	++	-	-	-	+	+	+	-
Diode	+	-	-	-	++	++	+	++	+
TLD	-	-	+	- ou +	+	-	-	+	-
MOSFET	+	-	-	- ou +	+	-	-	+	-
-: pas d'influence +: influence faible ++: influence important									

Vue la non disponibilité des MOSFET, et que les TLD nécessitent un traitement lourd avant et pendant leurs utilisations, nous avons opté pour les diodes, pour la réalisation de notre travail.

PLANIFICATION DE TRAITEMENT

CHAPITRE 2 : PLANIFICATION DE TRAITEMENT

II. Introduction :

La radiothérapie est une méthode de traitement des cancers en utilisant les radiations ionisantes. C'est au début du 20^{ème} siècle qu'est née la radiothérapie après la découverte des rayons X. Dans les pays avancés la radiothérapie est une spécialité de carcinologie clinique très développée, puisque sur le 1/3 de la population qui développe un cancer, plus que les 2/3 de ces cancers sont traités à un moment ou un autre de leur évolution par radiation ionisante. En Algérie, bien que nous sommes loin d'atteindre ces chiffres; le changement du mode de vie et des habitudes des algériennes, laissent prévoir un accroissement considérable de la fréquence du cancer dans les prochaines décennies et une prise en charge de plus en plus accrue par la radiothérapie.

Le but d'une irradiation en radiothérapie est toujours double: la mort des cellules cancéreuses d'une part, et la préservation des cellules saines d'autre part. Ces deux aspects sont inséparablement liés et doivent être présents à l'esprit au cours de chaque traitement radiothérapeute.

La radiothérapie a comme objectifs :

- La stérilisation des cellules néoplasiques (cancéreuses) contenues dans le volume irradié, afin d'obtenir la guérison du cancer, c'est *la radiothérapie curative*.
- Le freinage de l'évolution des cancers, trop évolués localement ou métastatiques dont on sait par conséquent que l'on ne pourra les guérir, c'est *la radiothérapie palliative*.
- Le soulagement d'un symptôme majeur tels que : douleur, **syndrome hémorragique**,... c'est *la radiothérapie symptomatique*.

En radiothérapie, on distingue: la **radiothérapie externe**, la **curiethérapie** et la **radiothérapie métabolique** ou médecine nucléaire.

En radiothérapie externe la source de rayonnement soit un générateur de rayons X tels que les appareils de contactthérapie et les accélérateurs linéaires, soit des sources radioactives telles que les unités de Cobalt-60. Pour pouvoir délivrer au volume cible (tumeur maligne et ses extensions) la dose la plus efficace et la plus homogène et d'épargner les organes critiques et les tissus sains situés en dehors du volume irradié, il faut délivrer la dose prescrite au bon volume et dans l'intervalle de temps optimal, pour un patient donné, une lésion donnée. La

détermination du volume cible a été considérablement améliorée par le développement de l'imagerie médicale. Les paramètres d'irradiation sont choisis pour chaque malade en fonction des données cliniques, radiologiques, anatomiques, histologiques et opératoires (localisation de la tumeur et surtout la présence d'organes critiques). La gamme d'énergie utilisée est très étendue afin de répondre à différentes indications d'irradiation. Les basses énergies (de 50 à 100 kV) sont utilisées pour le traitement des lésions superficielles (carcinome basocellulaire, carcinome de la conjonctivite, ...). Les moyennes énergies (de 100 à 500 kV), sont utilisées pour le traitement des tumeurs peu profondes (métastase costale, nodules cutanés, ...). Les hautes énergies (de 1.25 à 5 MV), sont utilisées pour le traitement des tumeurs profondes (thoracique, pelvienne) et semi profondes (ORL, sein, ...). Les très hautes énergies (de 5 à 40 MV), sont utilisées pour le traitement des tumeurs profondes (thoracique, pelvienne).

Une technique d'irradiation consiste à déterminer la distance source peau (DSP) ou la distance source tumeur (DST ou DSA), le nombre de champs, les dimensions et l'orientation des faisceaux d'irradiation, le mode d'irradiation: champs fixe ou pendulaire, et l'utilisation d'accessoires (filtres en coin, caches, bolus, systèmes de contentions, ...).

La technique d'irradiation doit permettre d'irradier le volume cible de façon très sélective. Les doses délivrées en dehors du volume cible doivent être aussi faible que possible, et les organes critiques situés hors du volume à irradier ne doivent pas recevoir plus que la dose admissible sauf en cas de nécessité absolue.

Le traitement des tumeurs par rayonnement ionisant (radiothérapie) nécessite donc une planification du traitement. La planification de traitement est un processus clinique constitué d'une chaîne complexe et lente (diagnostic, décision thérapeutique, directive de traitement, positionnement et immobilisation, acquisition des données, modélisation, balistique, calcul de dose et optimisation, évaluation du plan, vérification et enfin l'exécution du traitement) son exécution nécessite un ensemble de données liés au patient, aux systèmes d'imagerie, à l'unité de traitement et aux accessoires utilisés.

II.1 Grandeurs et fonctions dosimétriques

Pour décrire la pénétration d'un faisceau de rayonnement ionisant dans un milieu biologique ou un milieu équivalent tissu, on définit un ensemble de grandeurs et de fonctions

dosimétriques, entres autres : la dose, le débit de dose, les rendements en profondeur, les profils de dose et les courbes isodoses,....

Nous signalons que dans ce chapitre nous allons citer, seulement les grandeurs et les fonctions qui sont en relation directe avec notre application.

II.1.1 La dose absorbée

Les rayonnements ionisants sont absorbés dans la matière où ils perdent de l'énergie. En chaque point, P , du milieu traversé, on peut considérer qu'une certaine quantité d'énergie est déposée dans l'élément de volume dV de masse dm .

On appelle dose absorbée D au point P , l'énergie moyenne dE_a cédée par le rayonnement ionisant à la matière (tissus) dans l'élément de volume dV de masse dm entourant le point P , elle est donnée par l'expression suivante:

$$D(P) = \frac{dE_a}{dm} \quad (1)$$

En unité S.I. elle est exprimée en [joule/kg] ou le [gray (Gy)].

C'est cette énergie localement absorbée qui va entraîner les phénomènes physiques et chimiques qui produisent les effets biologiques d'un rayonnement ionisant en un point, ce qui donne une importance particulière à cette grandeur, d'où la nécessité de la citer ici. L'un des progrès essentiel de la radiothérapie moderne a été la quantification précise de cette énergie absorbée par les tissus, c'est-à-dire la connaissance précise de la dose. Cette dose se calcule et se mesure à l'aide de détecteurs ou dosimètres divers : chambre d'ionisation, cristaux de fluorure de lithium (dosimètre thermoluminescent), calorimètre, dosimètre chimique (sulfate ferreux) détecteur à semi-conducteur ou à scintillation, voire film photographique et les gafchromique. Chaque dosimètre a ses propriétés et utilisations particulières.

Nous devons signaler qu'en fait une dose n'a de sens sur le plan biologique et clinique que si elle est rattachée au volume et au temps pendant lequel elle est distribuée, d'où l'intérêt de la dosimétrie clinique et la planification de traitement.

II.1.2 le débit de dose absorbée

Le débit de dose absorbée $\dot{D}$ est la fraction de dose absorbée par unité de temps, il caractérise l'énergie absorbée à un moment donné, à un point p, il est donné par l'expression suivante.

$$\dot{D}(P) = \frac{dD}{dt} \quad (2)$$

il est exprimé en [gray/heure].

II.1.3 l'Unité Moniteur

En radiothérapie externe, l'accélérateur de particules délivre la dose au patient en terme d'Unité Moniteur (UM). A l'origine, l'accélérateur de particules est réglé pour délivrer une certaine dose dans des conditions de référence (ex: 1 UM = 1 cGy pour un champ d'irradiation de 10 sur 10 cm², à une distance source-détecteur de 100 cm, et à la profondeur du maximum de dose).

II.1.4 DISTRIBUTION SPATIALE DE LA DOSE

Un faisceau de rayonnement se modifie au cours de sa pénétration dans le milieu traversé. Il est donc nécessaire de déterminer, en radiothérapie externe la dose déposée en surface par rapport à celle déposée en profondeur. Il faudra donc évaluer :

- ✓ le rendement de dépôt d'énergie selon l'axe central du faisceau ou rendement en profondeur (le dépôt de dose en fonction de la profondeur traversée), pour chaque énergie, différentes tailles de champ et une DSP fixe.
- ✓ le rendement de dépôt d'énergie dans des plans transverses à l'axe central du faisceau ou profil de dose, pour chaque énergie, différentes tailles de champ et une DSP fixe.

II.1.4.1 Rendement en profondeur

Il s'agit de la courbe de variation en profondeur, du rapport en pourcentage de la dose absorbée en un point situé à une profondeur d sur l'axe du faisceau, à celle prise comme profondeur du maximum au point d_{max} , pour une énergie, une DSP et une taille de champ données.

$$RDP_d = \frac{D_d}{D_{d_{\max}}} \times 100\% \quad (3)$$

La profondeur $d_{\max}$ est fixée là où la dose absorbée est maximale le long de l'axe central du faisceau. Pour des faisceaux de photon, elle dépend de :

- l'énergie des photons primaires : Pour une taille de champ donnée, plus l'énergie des photons primaires est importante, plus la profondeur du maximum de dose est importante et plus la région du maximum est plus plate,
- la taille du champ : Pour une énergie donnée, lorsque la taille du champ augmente :
 - ♦ dans l'air, les photons secondaires ont une énergie inférieure aux photons primaires, une fois ces photons secondaires pénètrent dans les tissus, ils donneront, donc, naissance à des électrons ayant un parcours maximal moins important,
 - ♦ dans l'air, le nombre d'électrons augmente également,
 - ♦ la profondeur du maximum se déplace vers la peau.
- et la DSP : pour une énergie de photons et pour une taille de champ donnée, le maximum de dose se rapproche de la peau lorsque la DSP diminue car les électrons secondaires créés suite à leurs interactions avec le collimateur sont moins dispersés.

Pour des énergies inférieures à 1 MeV (Mega électron Volt), la dose maximale se situe au voisinage de la surface et en profondeur pour des énergies plus élevées. Par exemple, l'accélérateur linéaire de Varian le Clinac 1800 disponible au service de radiothérapie d'Alger (CPMC), dispose de 2 énergies en régime photon, 6 et 18 MV, avec des profondeurs de dose maximales définies à 15 et 30 mm respectivement pour un champ 10x10cm² et une DSP de 100cm.

Une courbe de rendement en profondeur (fig.II.1.) comprend toujours trois parties distinctes :

- la région d'accroissement de dose, correspondant, d'une part, à la mise en mouvement des électrons secondaires dans le milieu par les photons primaires et, d'autre part, à l'effet des rayonnements diffusés provenant de la tête d'irradiation et des éventuels accessoires placés sur le trajet du faisceau. Elle est caractérisée par

la dose à la surface, D_s , qui est par convention la dose mesurée à 0,5mm de profondeur.

- la région du maximum, correspondant à un équilibre électronique. Elle est d'autant plus plate que l'énergie est plus élevée et caractérisée par la profondeur du maximum $d_{\max}$,

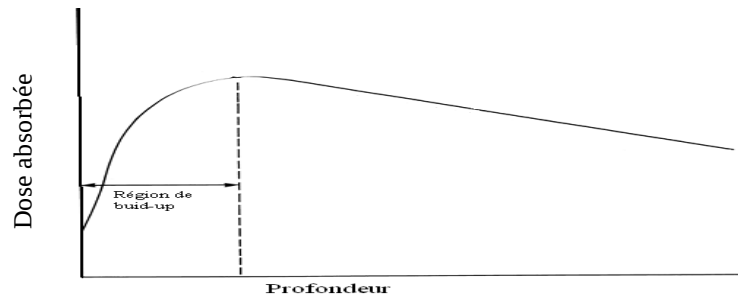


Figure II.1 : Rendement en Profondeur

- et la région de décroissance de dose en profondeur, pratiquement exponentielle.

Le rendement de dose en profondeur dépend de:

- ✓ l'énergie: la variation du rendement en profondeur dépend du coefficient linéique d'atténuation dans l'eau, celui ci diminue lorsque l'énergie augmente, donc le rendement augmente avec l'énergie du faisceau (Fig.2.),

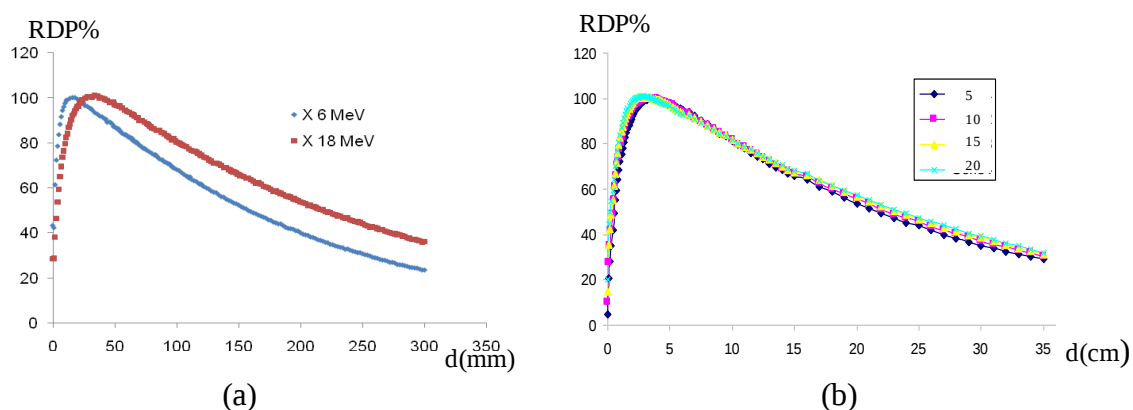


Figure II.2: Variation du RDP en fonction de, a) l'énergie, b) dimensions du champ (5X5, 10X10, 15X15, 20X20cm²)

- ✓ la dimension du champ d'irradiation: Plus la section du faisceau est grande, plus le volume diffusant augmente, la dose sur l'axe augmente quelque soit la profondeur ; mais en fonction de l'énergie, la profondeur du maximum se déplace vers la surface d'entrée donc le rendement en profondeur croît avec les dimensions du champ d'irradiation à partir d'une profondeur qui dépend de l'énergie du faisceau (voir fig.II(a)),
- ✓ et de la distance source peau : Pour la dose en profondeur nous remarquons qu'elle dépend de la DSP. Ceci s'explique, par l'atténuation du faisceau de photons qui dépend en outre de la loi de l'inverse carré des distances. A DSP élevée la variation de la dose en profondeur liée à la distance devient un paramètre moins important qu'à faible distance (DSP).

On constate à partir de la figure (II.2.a) que :

- ✓ Lorsque l'énergie de l'onde électromagnétique est élevée, les tissus superficiels sont de moins en moins exposés au maximum d'énergie c'est-à-dire sous dosé et la dose maximale est délivrée à des profondeurs importantes.
- ✓ Les électrons déposent le maximum de leurs énergies à proximité de la peau, avec un rendement sensiblement constant variation faible jusqu'à épuisement de l'énergie.
- ✓ Les protons ont un parcours très long avant de déposer leur maximum de dose. Lorsqu'ils la déposent, ils cèdent toute leur énergie sur un parcours très court (≈ 1 cm).

La variation des rendements en profondeurs est liée à des facteurs géométriques :

- ° Si le faisceau est divergent, (SSD fixé) l'irradiation varie comme l'inverse du carré de la distance $1/d^2$, il sera intéressant dans le cas des tumeurs superficielles en plaçant la source près de la peau.
- ° Si le faisceau est parallèle, (SSD à l'infini) par collimation, on pourra irradier des tumeurs profondes en plaçant la source à grande distance de la peau.

II.1.4.2 Le Profil de dose

Il s'agit de la courbe de variation de la dose en un point situé sur un plan transversal à l'axe centrale du faisceau à une profondeur d . Ces profils sont normalisés par rapport à la valeur prise sur l'axe central dans le même plan, pour une énergie et une taille de champ données. La taille du champ d'irradiation est déterminée par l'ouverture des mâchoires du collimateur.

Lorsqu'on s'écarte de l'axe du faisceau dans un plan perpendiculaire on observe une décroissance de la dose qui est due à:

- ❖ l'augmentation de la distance par rapport à la source, par suite de la loi de l'inverse carré des distances,
- ❖ la diminution du rayonnement diffusé, car l'ensemble du volume diffusant se trouve éloigné du bord du faisceau, la contribution du diffusé est maximale sur l'axe du faisceau
- ❖ et au défaut d'équilibre électronique dû aux photons diffusés latéralement

L'allure du profil est liée à la distribution énergétique dans le faisceau. Par exemple, Au centre du profil de distribution de dose d'un faisceau de photon (ce qui correspond au centre du champ) se trouve les photons les plus énergétiques. Par contre, sur les bords du champ, on trouve les photons les moins énergétiques et les photons diffusés, donc moins de dose déposée aux deux extrémités par rapport au centre.

Les deux zones de pente descendante correspondent à la pénombre, qui est définie par la distance entre 20 % et 80 % de la dose sur l'axe.

La variation de la dose en bordure dépend de:

- la pénombre géométrique qui est directement liée à la dimension de la source,
- la pénombre de transmission liée à la forme et l'épaisseur du collimateur,
- la pénombre générée par l'interposition de caches dans le faisceau,

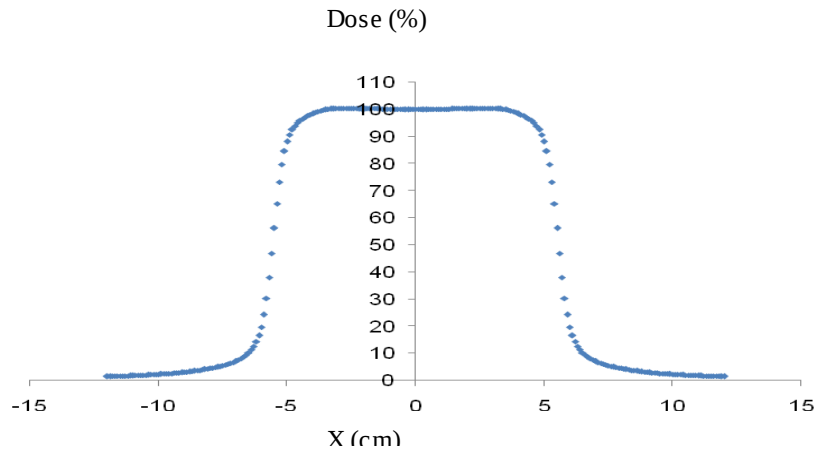


Figure II.3: Profil de dose pour un champ 10X10

Sur la figure ci-dessous (fig.III.3) la pénombre est d'environ 1 cm de chaque côté. La largeur à mi-hauteur du profil de dose représente la taille du champ.

II.1.4.3 Courbes isodoses

On appelle courbes isodoses l'ensemble des points du milieu irradié recevant la même dose dans des conditions fixées d'irradiation. Elles sont généralement mesurées dans un milieu équivalent eau ou calculées à partir des données de rendements en profondeur, et de profils de doses.

Par convention, les valeurs des courbes isodoses sont exprimées en pourcentage de la valeur maximale de la dose sur l'axe du faisceau dans le plan considéré. S'il s'agit de plans contenant l'axe du faisceau, c'est le 100% de la courbe de rendement en profondeur qui est choisi; s'il s'agit de plans perpendiculaires à l'axe les isodoses sont normalisées par rapport à la dose sur l'axe du faisceau à la profondeur considérée.

La forme des isodoses dépend de :

- l'énergie du faisceau,
- la dimension du champ,
- la DSP,
- et les caractéristiques de l'appareil de traitement.

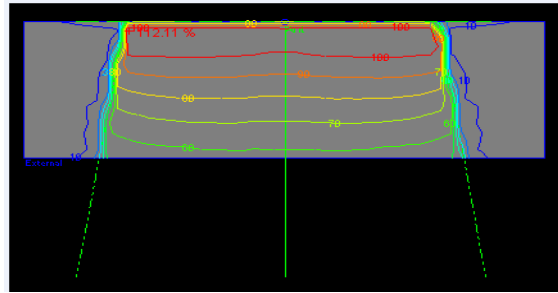


Figure II.4: Courbe isodoses calculées par le système de planning de traitement (TPS) pour un champ 10×10 cm², SSD 100cm.

Les courbes isodoses couvrent la largeur du champ à une profondeur d_{max}. Plus on en profondeur et plus les courbes isodoses s'éloignent de leur parcours théorique (allure différent).

II. 2 LA CHAÎNE DE TRAITEMENT EN RADIOTHERAPIE EXTERNE

Comme pour tout traitement anticancéreux, la décision d'une radiothérapie impose au préalable l'établissement :

- d'un diagnostic positif avec une preuve histologique,
- d'un bilan d'extension avec une stratification précise
- et d'un pronostic.

L'indication d'irradiation s'intègre souvent dans le cadre de protocoles établis suite à une concertation entre l'équipe soignante.

La mise en traitement n'est jamais faite le jour de la première consultation, elle nécessite un rendez-vous précis et peut durer une heure ou plus sans compter la dosimétrie clinique. La planification de traitement nécessite une étroite collaboration entre le radiothérapeute, le radiophysicien et les manipulateurs. Elle comprend différentes étapes (voir figure 5) :

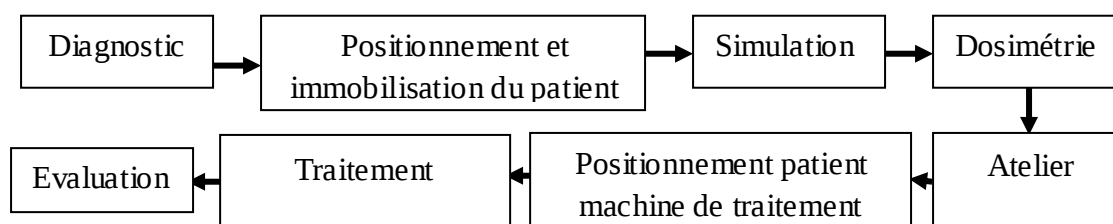


Figure II.5 : Schéma descriptif des principales étapes de la chaîne de traitement en radiothérapie externe

II.2.1. Préparation du traitement

II.2.1.1 Localisation du volume cible

La phase préliminaire à toute irradiation externe est à la charge du médecin radiothérapeute. Il précise et indique, suite aux examens cliniques et les résultats d'examens complémentaires (imagerie, examen histologique, chirurgie, curage ganglionnaire, etc.). Un certain nombre d'éléments du traitement;

Le volume cible qui englobe le volume tumoral est repéré de façon précise, à l'aide du simulateur. Les notions de volume ont été précisées par les rapports 50 et 62 de l'ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) qui distingue les volumes prévisionnels des volumes irradiés:

Volumes cliniques :

- ✓ **le volume tumoral macroscopique (Gross Tumor Volume, GTV)**: c'est le volume de la lésion tel qu'il est objectivé par l'examen clinique, l'endoscopie ou l'imagerie, ce volume est mesurable.
- ✓ **le volume cible anatomoclinique (Clinical Target Volume, CTV)**: est constitué du volume tumoral, et du volume de tissu contenant des cellules néoplasiques infracliniques. C'est un concept anatomoclinique identique pour le chirurgien, le radiothérapeute ou le chimiothérapeute ;
- ✓ **le volume cible interne (Internal Target Volume, ITV)** : c'est le CTV plus une marge prenant en compte les mouvements internes des organes : respiration, pulsation cardiaque, remplissage de la vessie, du rectum. Cette marge est qualifiée de marge interne (Internal Margin, *IM*) ;
- ✓ **le volume cible planifié (Planning Target Volume, PTV)**: est un concept géométrique utilisé en radiothérapie pour tenir compte autour de l'*ITV* d'une marge de sécurité liée aux inévitables incertitudes liées au positionnement du patient sur la table de traitement. Cette marge est qualifiée de marge liée au set up (Set-up Margin, *SM*) ;
- ✓ **le volume organe à risque planifié (Planning Organ at Risk Volume, PRV)**: c'est le volume planifié de l'organe à risque. Volume contenant un organe à risque plus des marges.

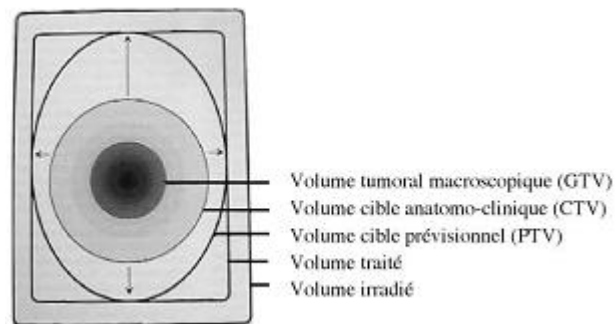


Figure II.6: Illustration schématique du principe des volumes définis par le Rapport 50 et 62 de l'ICRU.

Volumes dosimétriques :

- ✓ le **volume traité** : est le volume recevant une dose d'irradiation considérée comme importante pour un traitement curateur ou palliatif. Plus clairement, c'est le volume contenant dans l'isodose correspondant à la dose minimale requise au PTV (exemple : isodose 95%) ;
- ✓ le **volume irradié** : c'est le volume recevant une dose d'irradiation considérée comme importante pour la tolérance des tissus sains;

II.2.1.2 Planification de traitement :

La planification de traitement concerne :

1. l'acquisition des données machine,
2. l'acquisition des données patientes,
3. choix des paramètres d'irradiation (énergie, nombre faisceaux, collimation, incidences, dimensions, caches...etc),
4. sélection de la technique d'irradiation (DSP ou DST),
5. calcul de la distribution de dose,
6. optimisation,
7. traitement.

Selon la forme, la taille, la profondeur du volume de la tumeur et la présence d'organes à risques au voisinage, le radiothérapeute choisira la technique d'irradiation appropriée entre autres :

- la dose totale à délivrer au volume cible (dose prescrite);
- le fractionnement de la dose,
- l'appareil de traitement,
- l'énergie et le type de rayonnement appropriés (précisés par l'étude dosimétrique),
- le nombre de faisceaux (précisé par l'étude dosimétrique),
- les modificateurs de faisceaux: filtres en coin, bolus, caches, compensateurs, etc. (précisés par l'étude dosimétrique),
- l'étalement du traitement dans le temps,
- la position du patient (décubitus dorsal, ventral ou latéral),
- et les accessoires de contention.

II.2.1.3 La simulation et l'acquisition des données patients

Elle va permettre la détermination du volume tumoral à partir des repères anatomiques en utilisant un simulateur. Le simulateur est un appareil de radioscopie qui reproduit les paramètres balistiques de l'irradiation. La balistique c'est le choix du nombre et des incidences des faisceaux pour délivrer une dose aussi forte que possible, dans la tumeur et, aussi faible que possible, dans les tissus sains avoisinants.

La simulation est une étape capitale au cours de laquelle toute information concernant la mise en place du patient et des faisceaux doit être soigneusement notée pour assurer la qualité et la reproductibilité du traitement.



Figure II. 7: Appareil de simulation disponible au niveau du service de radiothérapie du CPMC, c'est un Kermath model T3-T-101.

Elle s'effectue avec un appareillage assimilable géométriquement aux dispositifs de traitement (accélérateurs linéaires ou appareil de cobalthérapie), c'est-à-dire possédant toutes les caractéristiques mécaniques et géométriques de ceux-ci, le système étant équipé d'un faisceau de radiodiagnostic permettant la scopie et la graphie.

C'est au cours de la simulation que l'on va préciser :

- positionner le patient en fonction de la localisation tumorale ;
- lui attribuer les moyens de contention adéquats (coussin, plan incliné, sandow, masque thermoformé personnalisé...) ;
- reporter la projection du volume cible afin d'optimiser le centrage. On utilisera des artifices radiologiques (exemple : fils de plomb, produit de contraste, visibles sur les clichés radiologiques de repérage) pour visualiser les tumeurs palpables, les cicatrices, les adénopathies, les organes critiques,...
- déterminer et positionner les points de référence des faisceaux d'irradiation (dimension, angulation) ;
- repérer les centres de tous les champs par tatouage afin de les repositionner le plus fidèlement possible durant le traitement;
- déterminer et positionner les caches: une épaisseur de plomb ou de Cerrobend pour la protection des tissus sains (organes critiques).

On distingue deux techniques quant au positionnement des faisceaux d'irradiation :

- la technique DSP (Distance Source Peau)
- et la technique DST (Distance Source Tumeur).

La technique **DSP** est principalement réservée aux faisceaux uniques de photons et d'électrons. Le point de référence est le point cutané par lequel pénètre l'axe du faisceau, on l'appelle « *point d'entrée* ».

La technique **DST** est utilisée pour des irradiations multi-faisceaux de photons. Le point de référence est le plus souvent situé au centre ou dans la partie centrale du volume cible, puis sur l'axe central du faisceau ou à proximité de celui-ci. Tous les faisceaux concourent alors en ce même point.

Le repérage et la simulation, fournissent un ensemble de documents servant d'une part à la mise en place du patient sous l'appareil de traitement et à son contrôle, et d'autre part à la dosimétrie et au calcul du temps de traitement.

II.2.1.4 La Dosimétrie clinique

La dosimétrie clinique est l'ensemble des calculs qui permettent :

- de calculer le temps d'irradiation (ou le nombre d'unité moniteur) nécessaire pour délivrer la dose prescrite au volume de la tumeur,
- d'établir et optimiser les distributions de la dose dans le volume à traité (tumeur et tissus sains). Ces calculs peuvent être effectués manuellement, mais aujourd'hui, ils sont facilités et améliorés en utilisant ce qu'on appelle un « Système de Planning de Traitement, TPS ». C'est un réseau informatisé constitué d'une chaîne informatisée composée d'ordinateurs et un ensemble de périphériques entres autres: imprimantes, tables traçantes, digitaliseur, souris, crayons optiques, moniteurs.

La réalisation d'une dosimétrie clinique, nécessite la connaissance de:

- la forme du patient (contours externes),
- la position des faisceaux par rapport à ces contours,

- la position et la forme du volume cible et des organes critiques (contours internes),
- et de la densité des hétérogénéités de certains contours internes.

Les contours externes peuvent être obtenus à partir d'un conformateur, de coupes scannographies réalisées en position de traitement. Ils sont alors déduits manuellement de ces images reproduites sur film, ou automatiquement par traitement informatique de ces images. Les contours internes sont ensuite définis à l'aide de l'imagerie (clichés radiographiques pris sous différents angles ou scanographies). La dosimétrie est donc un moyen d'obtention des distributions de dose à l'intérieur des volumes cibles, des organes critiques et à tous les niveaux que l'on estimera nécessaires pour pouvoir apprécier la qualité de la balistique de traitement.

La durée de l'irradiation

L'étalonnage du faisceau de rayonnement, réalisé dans l'eau et dans les conditions de référence, donne la mesure du **débit de dose absorbée** en cGy/mn pour la cobalthérapie ou le **Top** en cGy/Unité Moniteur (**M U ou top**) pour un accélérateur linéaire.

Donc, pour chaque appareil de traitement et pour chaque énergie, on mesure dans des conditions dites de référence, un débit de référence sur l'axe du faisceau. Le champ de référence est un champ carré de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ à la DSA (Distance Source Axe) de l'appareil considéré. Ces mesures s'effectuent grâce à une chambre d'ionisation placée dans un fantôme (matériau équivalent tissu : polystyrène ou eau). L'équation de base utilisée dans le calcul du temps de traitement ou Unité Monitor dans un plan de traitement s'exprime de façon différente selon qu'on utilise la technique DSP ou la technique DST.

II.1.2.5 Traitement

a. Mise en place - Séance préliminaire à l'irradiation (set up)

Une fois la simulation et la dosimétrie sont effectuées, il ne reste plus qu'à placer le patient sur la table de traitement avec tous les accessoires préalablement définis. On trace alors les limites des champs sur la peau avec un colorant (fushine). Pour chaque champ, on

réalise une radiographie de contrôle, pour s'assurer de la bonne reproduction des champs de la simulation (champs d'irradiation, des caches, des filtres, etc).

b. Vérification :

L'utilisation de l'imagerie portale ou la dosimétrie in vivo est nécessaire à ce stade pour la vérification du traitement et du positionnement du patient.

c. Enregistrement :

Au cours de cette étape on élabore une fiche de traitement (figure 8) qui accompagnera le patient pendant toute la période que durera le traitement. Cette fiche comprend les informations concernant :

- les données cliniques,
- la prescription,
- les accessoires,
- les caractéristiques des champs,
- les données dosimétriques,
- les temps d'irradiation.

C'est une fiche utilisée par tous les membres de l'équipe, permettant la réalisation quotidienne du traitement et d'en rendre compte que le traitement a été fait.

La dose délivrée par champ et par séance est soigneusement notée sur cette feuille de traitement. C'est une forme de traçabilité quant à la dose reçue pendant la durée du traitement.

Service de Radiothérapie

Dossier N° M1 D564

RTM
clinique toul.

Traitement N° _____	Sexe M	F
Traitement précédent N° _____		

Hospitalisation - Service : _____ Moyen de transport : personnel ☐ Valide ☒

Externe - Adresse : _____ Ville *Selkif* Taxi ☐ Choix ☐
Willya _____

Lieu de naissance : _____ Ambulance ☐ Brancard ☐
Willya _____

Médecin Correspondant : _____

col utérin

Centrage effectué le : 240599 Par Dr. : _____

Manipulateur centrage : *J. L. L.*

Manipulateur Traitement : _____

PLAN DE RADIOTHÉRAPIE

Volumes cibles / Description anatomique	Dose absolue (Gy)	Nbre de séances	Nbre de jours	NSD
V1: <i>pelle's</i>	50 0 0	21	1	1
V2:	1	1	1	1
V3:	1	1	1	1
V4:	1	1	1	1
V5:	1	1	1	1

*no ant
20 pte*

Schéma initial

HAUT
TABLE
ROT
TABLE
ROT
PIED

Distance de Rx central a en cm	Table	Ligne médiante	Rèpère au
Angle de Reid :	Colles :		

*30 ant
40 lat pte*

Schéma initial

HAUT
TABLE
ROT
TABLE
ROT
PIED

Distance de Rx central a en cm	Table	Ligne médiante	Rèpère au
Angle de Reid :	Colles :		

Schéma modifié

HAUT
TABLE
ROT
TABLE
ROT
PIED

Distance de Rx central a en cm	Table	Ligne médiante	Rèpère au
Angle de Reid :	Colles :		

Schéma modifié

HAUT
TABLE
ROT
TABLE
ROT
PIED

Distance de Rx central a en cm	Table	Ligne médiante	Rèpère au
Angle de Reid :	Colles :		

- Pelvis 50g
- Pas de ceinture (orthopédie)
- Torsion.

N°	A	Nom	N° trait
Appareil	climax 600e	climax 600e	climax 600e
Faiseceau	10 p/m	20 p/m	30 p/m
Decubitus D-V Gy LD-LG Assis	10 p/m	20 p/m	30 p/m
Angle bras statif	90°	180°	270°
Rotation collimateur	0°	90°	180°
Interposition table / Caches	0°	90°	180°
Compensateurs / Bolus	0°	90°	180°
Distance source point Moniteur (cm) DSW	100 cm	100 cm	100 cm
Dimensions (cm) cham. au	19.5 x 19.5	19.5 x 19.5	19.5 x 19.5
Dimensions (cm) champ coll. X s Y modifier le	19.5 cm 18.5	19.5 cm 18.5	19.5 cm 18.5
Distance source-peau DSP	130 cm	130 cm	130 cm
Dimensions (cm) champ. Peau X s Y	10 x 10	10 x 10	10 x 10
Pro. Du point Moniteur	100 cm	100 cm	100 cm
Angle : CYCLO : Nbre balayage vitesse	100	100	100
Nbre séance/semaine	4/5	4/5	4/5
Dose T par séance	2000 Rads	2000 Rads	2000 Rads
Dose T Totale	2000 Rads	2000 Rads	2000 Rads
Dose "entrée" séance au D.Max	100 Rads	100 Rads	100 Rads
Dose entrée totale	100 Rads	100 Rads	100 Rads
Débit de référence	100 Rads/mm a 100 cm	100 Rads/mm a 100 cm	100 Rads/mm a 100 cm
Carre équivalent			
Facteurs corrections			
Exposition - Temps - Taps de base	113 p/m	113 p/m	113 p/m

Figure II.8: Fiche de traitement

II.2 Dosimétrie in Vivo

Comment s'assurer en effet que le volume cible ou les organes sensibles ont bien reçue la dose déterminée par les calculs. Un doute demeure, et la seule façon de remédier à cela est d'effectuer des mesures durant l'application, c'est la **dosimétrie in vivo**. Ces mesures in vivo

nous permettent de connaître en temps réel et directement sur le patient la dose ou le débit de dose délivrée au niveau de certains points (point de prescription, organes à risques,...). C'est une des moyens de contrôle de la bonne exécution du traitement et ainsi d'éviter les erreurs dans les modalités de ce dernier. Ce type de mesure permet également de déterminer la dose délivrée avec précision dans des cas où la théorie ne peut apporter de solution satisfaisante. Pour des raisons évidentes, le plus souvent, ces mesures sont pratiquées en des points aisément accessibles de l'organisme, tels que: la peau ou les cavités naturelles du corps. Pour cela les dosimètres utilisés doivent répondre à certains critères :

- Peu encombrant, présentation physique adéquate pour une mise en place aisée ;
- Réponse linéaire en fonction de la dose ;
- Bonne reproductibilité des réponses ;
- Indépendance de la réponse avec le débit de dose ;
- Réponse en fonction de l'énergie et de la nature du rayonnement constante dans le domaine d'utilisation ;
- Grande sensibilité de détection des rayonnements;

II.3 Cancer du col utérin

Pour notre étude on a pris comme pathologie le cancer du col utérin qui est fréquent chez la femme après le cancer du sein, l'incidence du cancer invasif du col utérin varie en fonction des zones géographiques, elle passe de 17 cas pour 100000 habitants en France et aux USA à 30-75 pour 100000 habitants en Amérique latine et en Afrique. L'incidence en Algérie est de 15 cas pour 100000 habitants selon les statistiques de 2001 de l'INSP (Alger).

Le cancer du col utérin est classé la 2^{ème} cause de mortalité par cancer chez la femme dans les pays en voie de développement, le nombre de cas augmente progressivement à partir de l'âge de 30 ans, le taux de mortalité est d'environ 3 décès pour les 100000 femmes par an.

Le cancer du col est très fréquent chez les prostituées, en cas de partenaires sexuels multiples et de premiers rapports sexuels précoces. L'infection de la muqueuse du col utérin principalement par les virus humains, 16 et 18 expose à un risque majeur. Les patientes infectées par le virus HIV souffrent souvent de cancers du col, qui est plus agressif et évolué. D'autres facteurs de risque, tels que le tabac, âge jeune de la première grossesse, grossesses multiples et surtout rapprochées, mauvaise hygiène locale, Oestro-progéstatifs, état

immunosuppresseur. L'évolution métastatique est souvent associée à une récurrence loco-régionale, rarement une récurrence à distance.

L'unique moyen de prévention est le dépistage par un frottis cervico-vaginale qui nous permet un diagnostic précoce de la transformation cellulaire, au stade de dysplasie ou de carcinome in situ, avant l'invasion et les risques de diffusion ganglionnaire et à distance.

Le cancer du col utérin est un cancer radiosensible et radio curable, son accessibilité anatomique a permis son traitement avec succès par la radiothérapie, la curiethérapie et fait aussi appels à la chirurgie et à la chimiothérapie [1].

II.3.1 Anatomie

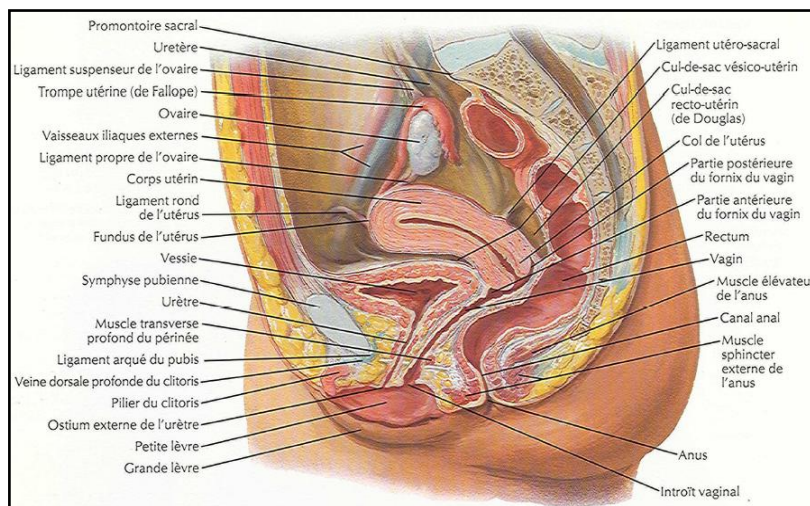


Figure II.9: Coupe sagittale médiane du pelvis

L'utérus ayant la forme d'une poire dont l'extrémité renflée, aplatie de haut en bas, est dirigé vers le haut, alors que l'extrémité rétrécie regarde vers le bas et présente une concavité antérieure. La partie supérieure ou corps de l'utérus possède une face antérieure et une face postérieure. Le col utérin représente la partie effilée de la poire. Il occupe à peu près le 1/3 inférieur de l'utérus. De forme cylindrique, il est dirigé vers le bas et vers l'arrière et pénètre le 1/3 supérieur du vagin, c'est la partie vaginale du col. La partie supra vaginale du col est entourée de tissu sous péritonéal auquel il est attaché. Le col présente une lèvre antérieure et une lèvre postérieure. Autour du col se présentent les culs de sac vaginaux. L'utérus est un organe centro-pelvien situé en arrière de la vessie, en avant du rectum et en dessous de l'intestin grêle et au dessus du vagin.

L'utérus est amarré à la paroi pelvienne par trois paires de ligaments ronds en avant et des ligaments utero sacrés en arrière.

II.3.2. Traitement :

Le but du traitement est l'irradiation de la tumeur cervicale et de ses métastases ganglionnaires d'une part et la prévention des récides loco-régionales d'autre part. Les moyens thérapeutiques sont :

- la chirurgie qui peut aller selon le stade clinique de l'amputation du col à l'exentération total,
- la radiothérapie (la radiothérapie externe et/ou la curiethérapie) qui occupe une place de choix dans l'arsenal thérapeutique des cancers du col.
- et la chimiothérapie, elle n'a pas fait preuve de grande efficacité dans le traitement du cancer du col utérin.

Chacune de ces techniques peut être utilisée seule ou comme technique complémentaire aux autres.

II.3.3.1 Détermination du volume cible

Le volume cible dépend de l'extension tumorale, il comprend l'utérus, les annexes, les paramètres en totalité, tout le vagin ou le 2/3 supérieurs et les aires ganglionnaires iliaques externes, internes et primitives ou le pelvis après chirurgie. Le volume peut être étendu aux ganglions lombo-aortiques en cas d'atteinte clinique. Le rectum est opacifié par un index baryté lors du centrage.

II.3.3.2 Réalisation du centrage et mise en place de la patiente

Le centrage est réalisé dans la salle de simulation par le positionnement de la patiente sur la table du simulateur.

a) Position et alignement de la patiente

La patiente est traitée en décubitus dorsal, la tête repose sur une cale, les bras repliés sur la poitrine, les jambes légèrement écartées, un système de contention de chevilles est indiqué, bien alignée sagitalement et transversalement à l'aide d'un faisceau laser.

Vérification de l'axe du faisceau s'il passe par la pointe du nez, la fourchette sternale, l'ombilic, et la symphyse pubienne est nécessaire. (pour assurer l'alignement).

Le type de rayonnements généralement utilisés au service de radiothérapie d'Alger (CPMC) pour le traitement de la région pelvienne est les photons X de haute énergie (18 MV). La technique du traitement utilisée pour cette pathologie est la technique DSA appelé technique en boîte à quatre faisceaux. Le rectum est opacifié par un index baryté lors du centrage.

b) Technique en boîte

Deux faisceaux antéro-postérieurs et deux faisceaux latéraux avec protection des organes à risques (La vessie, le rectum, l'intestin grêle, la tête fémorale, racine sacré et la moelle épinière) soit avec des caches en Cerrobend (Alliage de Bismuth 50%, Plomb 27%, Etain 13% et Cadmium 10%) propres à chaque angle d'irradiation prévue soit en utilisant des accélérateurs possédant des collimateurs multilames motorisés. Les limites des faisceaux et la position des caches ou des lames sont définis d'après des radiographies standard ou une imagerie tridimensionnelle (radiothérapie conformationnelle).

Le protocole de traitement utilisé au CPMC consiste à délivrer une dose curatrice de 65 Gy, une dose prophylactique entre 45 et 50 Gy, à raison de 2Gy par séance, 5séance par semaine ou 1,8 Gy par séance, 5séance par semaine.

La dosimétrie définit l'iso dose de référence et la dose absorbée aux différents points d'intérêt.

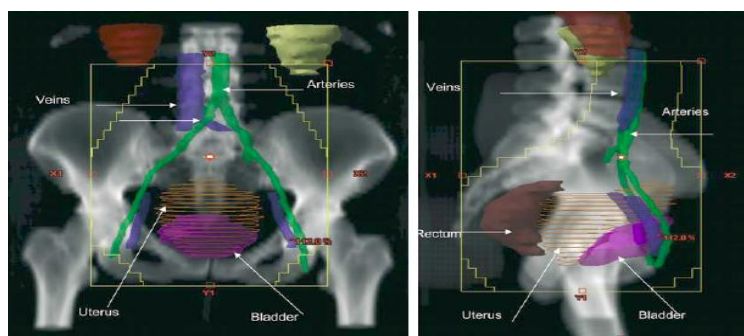


Figure.II.10 : Cliché de simulation antérieur et l'latéral

II.3.3.4 Dosimétrie

La dosimétrie est l'ensemble des étapes qui aboutissent au calcul informatique de la répartition de la dose prescrite dans le volume à traiter compte tenu de la conformation anatomique du patient et de la technique de traitement choisie au centrage, le système de planification de traitement nous donne la configuration suivante (fig.II.11) qui permet au radiothérapeute de choisir l'isodose thérapeutique optimale.

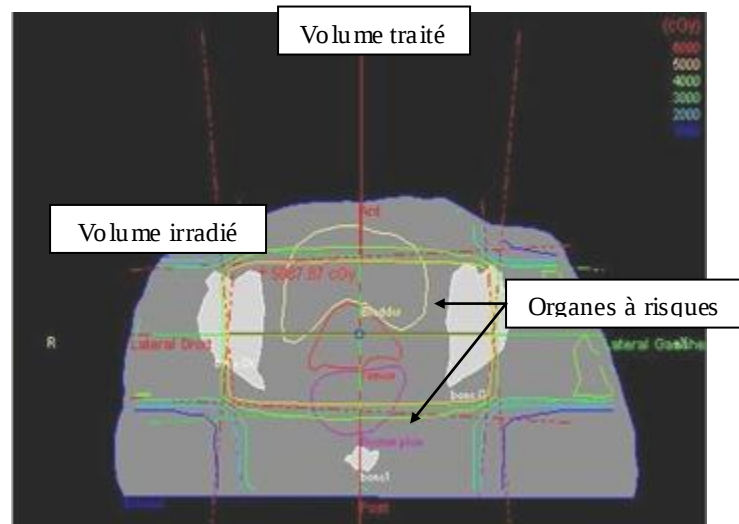


Figure II.11: Dosimétrie du col utérin

II.3.3.5 Les doses délivrées

Les doses sont variables en fonction de l'indication thérapeutique. Pour le cancer du col utérin les indications ainsi que les doses en radiothérapie dépendent de la classification Tumeur Ganglion (Nods) Métastase (TNM) et FIGO de la maladie.

Les stades opérables sont classés comme suit:

*T2a : petites tailles inférieure à 4cm

- Curiethérapie 1^{ère} : 60Gy
- CHEL (colpo Hysterectomie Elargie Lymphadenectomie)

*T1-T2a Taille supérieure à 4cm

- radiochimiothérapie

Pelvis 40Gy

Curie 20Gy

CHEL

Les stades inopérables : T3 T4

- Radiothérapie exclusive Pelvis : 55 Gy
- Curiethérapie utéro vaginale : 10Gy

II.3.3.6 Surveillance après traitement

Une surveillance régulière après traitement est bénéfique. Si elle est maintenue elle doit comporter : un examen clinique et des examens complémentaires à la demande, notamment des radiographies du thorax, urographie intra vénus (UIV), et une échographie endo-vaginale.

II.3.4 Conclusion

- ✓ Il est très important de déterminer le volume cible et de s'assurer que ce volume a reçu la dose prescrite parce que pour cette pathologie surtout la récurrence généralement est loco-régionale.
- ✓ Le cancer du col est dépistable. Le dépistage permet un gain de survie. Il met en évidence des stades précancéreux et des cancers à des stades précoces.

Matériels et Méthodes

CHAPITRE 3 : MATERIELS ET METHODES

III. INTRODUCTION :

La dosimétrie in vivo est une méthode utilisée, pour améliorer la sécurité des traitements d'une façon efficace et pour vérifier la dose au point de prescription et aux organes critiques, elle consiste à réaliser des mesures de dose absorbée sur le patient pendant son irradiation.

L'utilisation des diodes à semi conducteur pour la dosimétrie in vivo, en radiothérapie externe, exige une caractérisation dosimétrique (la linéarité et la reproductibilité), une détermination des facteurs correctifs des paramètres influençant leurs réponses entre autres: la variation de la taille de champ, de la distance source peau, de la transmission,) ainsi qu'un étalonnage approprié, pour chaque diode. Tous ces facteurs doivent être déterminés avec précision.

Pour un traitement efficace en radiothérapie classique, l'écart entre la dose prescrite et la dose délivrée ne doit pas dépasser 5% [8,13,].

L'objectif de ce travail consiste à effectuer une dosimétrie in vivo des patientes atteintes d'un cancer du col utérin en utilisant des détecteurs à semi conducteur de type-*p* fabriqués par Scanditronix.

Dans ce travail nous avons déterminé la dose au point de prescription et aux organes à risques (la vessie et le rectum).

Les mesures in vivo ont été réalisées au niveau du service de radiothérapie du Centre Pierre et Marie Curie d'Alger (CPMC). Le Système de Planification des Traitements (TPS) utilisé pour le calcul de dose est le ROCS et l'algorithme de calcul utilisé est le clackson. Ce TPS permet de prévoir, suivant une balistique donnée, une prescription médicale établie, une énergie choisie et une configuration anatomique, la dose en tout point dans un volume d'intérêt (l'espace). Il sert alors comme outil pour le calcul de la matrice de dose à 2D, il permet, ainsi, de planifier les traitements en deux dimensions.

Pour la réalisation de ce travail nous avons procédé comme suit :

- tous d'abord nous avons commencé par une caractérisation des détecteurs à semi conducteurs, ç.à.d déterminé, analysé et vérifié les performances des diodes en fonction des paramètres susceptibles d'influencer leur réponse, dans différentes conditions, afin de définir leur limites et les précautions à prendre,
- suivi par un étalonnage des dosimètres en terme de dose ç.à.d nous avons fait correspondre le signal de chaque diode à la grandeur dosimétrique que nous voulons mesurer, ici c'est la dose absorbée, dans des conditions de références, pour la qualité 18 MV. En utilisant une chambre d'ionisation comme chambre de référence,
- nous avons mesuré la dose à l'entrée et à la sortie
- nous avons calculé les doses délivrées au point de prescription en utilisant le rendement en profondeur.
- et enfin nous avons comparé les doses mesurées à celles calculées par le TPS.

III. Dispositif expérimental

III.1 Appareil de traitement

Les accélérateurs linéaires actuels ont atteint un stade de développement et de fiabilité tels qu'ils représentent aujourd'hui les équipements indispensables dans un service de radio-oncologie. Ils présentent de multiples avantages cliniques dont les principaux sont :

- Protection optimale des tissus sains situés sur le parcours ou au voisinage proche du parcours du faisceau.
- Meilleure reproductibilité et traçabilité des traitements par informatisation des opérations de fonctionnement du LINAC (systèmes intégrés de vérification) et par liaison avec le réseau informatique d'imagerie médicale de l'hôpital.
- Adaptation électronique très précise du faisceau d'irradiation à la forme de la tumeur (collimateur multilames), qui évite par ailleurs de devoir recourir à la fabrication de caches de protection en matériaux lourds nuisibles à l'environnement.
- Possibilité d'effectuer des traitements par modulation d'intensité du faisceau d'irradiation(IMRT). Cette approche thérapeutique, déjà utilisée en routine dans de nombreux centres, autorise l'application de traitements plus complexes et plus

précis conduisant à une meilleure tolérance des tissus sains et à la possibilité d'administrer des doses à la tumeur plus importantes, l'efficacité du traitement est ainsi améliorée.

Toutes nos mesures ont été effectuées avec l'accélérateur linéaire CLINAC 1800 de Varian du Centre Pierre et Marie Curie d'Alger, c'est un accélérateur linéaire de radiothérapie (figure III.1). Il est composé de quatre composants majeurs: bras statif, table de traitement, console de contrôle, et d'un cabinet de modulation. Le faisceau de traitement du Clinac 1800 est généré par une section accélératrice linéaire située dans le bras. Cet accélérateur est désigné pour délivrer deux faisceaux de rayonnements X de 6 et 18 MV et cinq faisceaux d'électrons de 6, 9, 12, 16 et 20 MeV avec des caractéristiques thérapeutiques dictées par les techniques conventionnelles de radiothérapie utile à la thérapie.



Figure III.1: Accélérateur Linéaire type Clinac 1800 installé au Service de de Radiothérapie CPMC d'Alger.

III.2 Instruments de mesure

III.2.1 La Chambre d'ionisation de référence

Les chambres d'ionisations constituent le système dosimétrique le plus utilisé pour les mesures en radiothérapie. Car leurs réponses est indépendante de l'énergie du rayonnement incident.

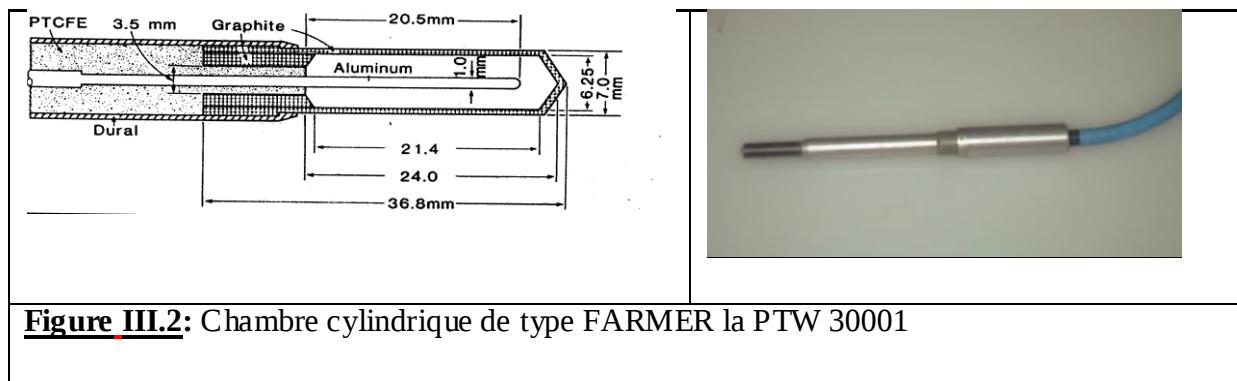


Figure III.2: Chambre cylindrique de type FARMER la PTW 30001

Pour la réalisation de ce travail nous avons utilisé comme standard dosimétrique (instrument de référence) la chambre PTW 30001 numéro de série 2114 (Figure III.2), c'est une chambre non étanche de forme cylindrique de $0,6\text{cm}^3$ de volume sensible. Cette chambre est étalonnée dans l'eau en terme de dose au niveau du laboratoire secondaire d'étalonnage en dosimétrie d'Alger 'LSED'. Les spécifications techniques de la chambre d'ionisation utilisée sont données dans le tableau III.1.

La lecture est effectuée avec un électromètre UNIDOS 10002 de type PTW numéro de série 20323 connecté à la chambre d'ionisation (figure III.6).

Tableau III.1 : Spécifications techniques de la chambre d'ionisation PTW type 30001

• Tension de polarisation	-400 Volts
• Volume sensible	$0,6\text{ cm}^3$
• Réponse	20nc/Gy
• Matière de la paroi	PMMA+Graphite
• Epaisseur de la paroi	2.3cm de longueur et rayon de 3.1mm
• Capuchon d'équilibre électronique	4.55mm PMMA
• Temps de collection de charges	0.14ms
• Matière de l'électrode	Aluminium

III.2.2 Dosimètres semi conducteurs

Quatre dosimètres à Silicium de type-p, des EDP20^{3G} : la DEC212-4685, la DEC212-4686, la DEC212-4687 et la DEC212-4688, fabriqués par la société Scanditronix (Figure III.4) sont caractérisés (étude de la variation de leurs réponse en fonction des paramètres d'influence) et étalonnés pour une utilisation efficace en routine clinique, pour la dosimétrie in vivo d'une soixantaine de patientes atteintes d'un cancer du col utérin. Ces diodes sont conçues pour des utilisations dans la gamme d'énergie entre 10 et 20MV, ils ont une profondeur du point de mesure de 5mm et une épaisseur équivalente tissue de 20 mm. Pour la lecture, ces diodes sont connectées à un lecteur DPD 510 Scanditronix (Figure III.5). Les caractéristiques techniques de ces diodes sont données dans le tableau III.2.

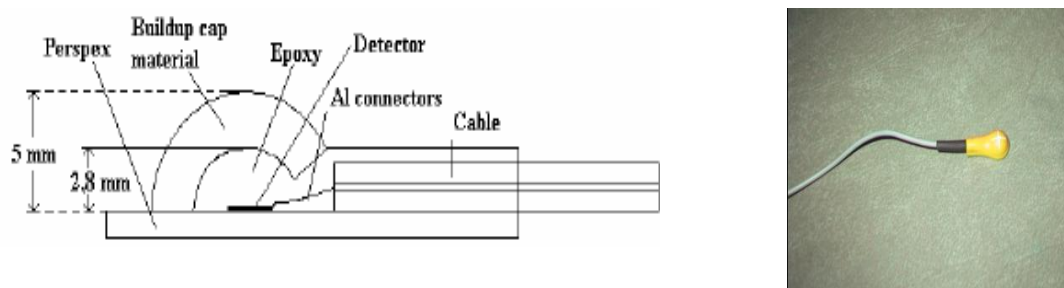


Figure III.4: Diode Scanditronix EDP 20

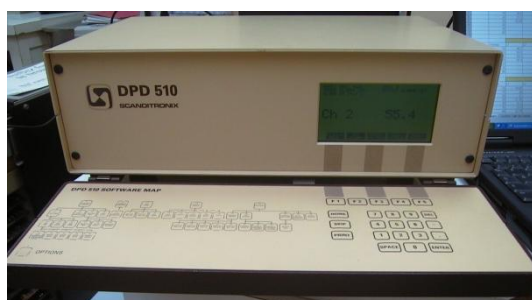


Figure III.5: Lecteur des diodes scanditronix
EDP 20



Figure III.6: Lecteur de la chambre
Farmer

Tableau III.2: Spécifications techniques des diodes EDP20^{3G}

Energie	10 à 20 MV
Polarité	Négative
Matériels	HipSi type p
Buld-up cup	Acier inoxydable 2,2mm et plastic 2,8mm la totalité égale à 20mm eau
Diamètre de la surface active	2,0 ± 0,1mm

III.2.3 Fantôme « Eau Virtuel »

Le fantôme utilisé pour l'étalonnage et la caractérisation des dosimètres semi conducteurs est un fantôme d'eau solide le « virtuel water » voir figure III.7. Il est constitué d'un ensemble de plaques carrées de 30x30 cm² chacune et de différentes épaisseurs : 2, 5, 10, 20 et 50mm. Pour l'étalonnage et la caractérisation ces plaques sont montées l'une sur l'autre pour former un cube de 30x30x30 cm³. Le fantôme virtuel water est très pratique, il est utilisé en dosimétrie relative et absolue. Il est simple à utiliser dans les contrôles de routine des appareils de traitement, il élimine les inconvénients de transport, du positionnement et du remplissage de la cuve avec de l'eau. De plus il n'est pas influencé par la variation de l'humidité et le changement de la température durant les mesures [16].

**Figure III.7:** Fantôme d'eau virtuel (Virtual water)

III.3 Introduction

La méthodologie adoptée consiste à effectuer des mesures in vivo sur des patientes

programmées pour une radiothérapie externe exclusive. Pour cela, nous avons mesuré la dose absorbée durant l'irradiation, pour soixante patientes. Ces mesures ont été réalisées à l'aide de détecteurs placés en des sites facilement accessibles tels que la peau ou les cavités naturelles du corps. Trois types de mesures [14] ont été faites :

mesure de la dose à l'entrée du faisceau,

- mesure de la dose à la sortie du faisceau,
- mesure de doses internes, par mesures intra cavitaires dans quelques cas particuliers ou plus généralement par calcul à partir des doses mesurées à l'entrée et à la sortie.

Les mesures in-vivo représentent une des tâches permettant en effet d'établir un programme d'assurance qualité en radiothérapie. On pourra ainsi, détecter des erreurs systématiques ou aléatoires. La détection des erreurs systématiques (ceux qui se répètent à chaque séance de traitement), doit être effectuée dès la première séance de traitement. La détection des erreurs aléatoires (celle qui surviennent de façon isolée) demande quant à elle, la répétition de ces mesures pendant toute la durée du traitement.

III.3.1 Vérification des diodes

Pour réaliser ces mesures on a utilisé un fantôme solide équivalent eau (virtuel water). En raison de la manière dont les diodes sont fabriquées, elles se comportent différemment après l'irradiation, par conséquent il est recommandé de réaliser quelques tests avant de les utiliser en routine clinique tels que :

- La stabilité du signal après irradiation.
- La précision Intrinsèque.
- L'étude de la réponse en fonction de la dose (la linéarité).
- L'équivalence eau de la profondeur de point de mesure de la diode.
- La symétrie avant-arrière de la diode.
- La perturbation du faisceau de radiation derrière la diode (La décroissance de la dose sous la diode)

➤ Stabilité de l'information dosimétrique

L'information dosimétrique recueillie sur l'électromètre doit rester stable cinq minutes après l'irradiation. Cinq minutes est considérée comme la moyenne de la période de temps rencontré en clinique.

➤ Précision intrinsèque

Pour la vérification de la précision intrinsèque des diodes, nous calculons la déviation standard d'une série de mesures. Celle-ci doit être inférieure à 1% pour chaque diode.

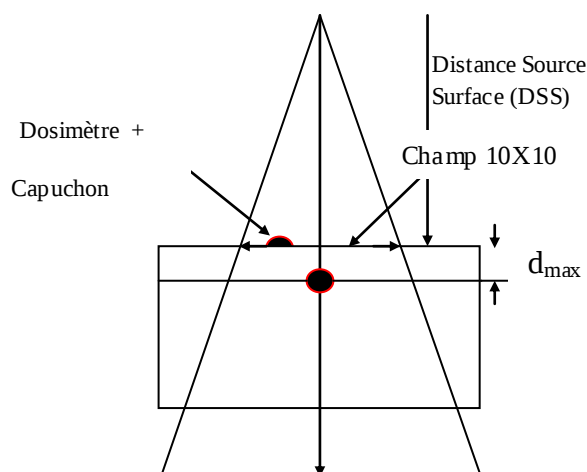
➤ Réponse en fonction de la dose (la linéarité)

Pour la vérification de la linéarité des diodes nous avons effectué des mesures entre 0.1 et 6 Gy (10Rads à 600 Rads) avec un pas irrégulier, sous les conditions de référence. La réponse des diodes doit être linéairement proportionnelle à la dose absorbée pour toute la gamme doses utilisée en clinique.

III.3.2 Etalonnage des diodes:

III.3.1.1 Etalonnage des diodes à l'entrée

La plupart des détecteurs utilisés pour la dosimétrie in vivo ont une partie sensible d'environ un millimètre. Placée à la surface de la peau du patient, c'est une région de fort gradient de dose qui se situe juste en dessous de la surface d'entrée du faisceau. Il est donc préférable de se référer à la dose maximale (c'est à dire à une région où la dose est sensiblement constante) pour obtenir des mesures reproductibles [13, 14, 15].



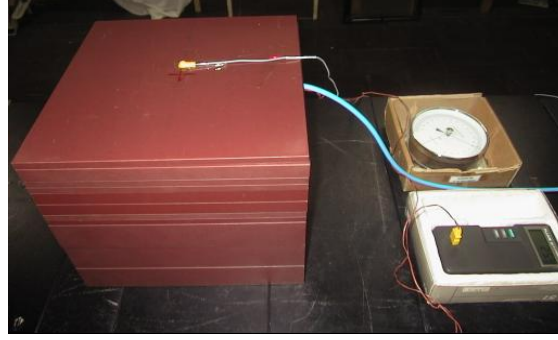


Figure III.8: Set up expérimental pour l'étalonnage des diodes à l'entrée

Pour l'étalonnage des diodes à l'entrée, nous avons placé la chambre d'ionisation à la profondeur de maximum de dose à l'intérieur du fantôme solide sur l'axe du faisceau. La profondeur de maximum est fixée à 3 cm pour le faisceau de photon de 18 MV utilisé pour le traitement du cancer du col. Les diodes sont Placées à la surface du fantôme solide et à 2 cm par rapport à l'axe central du faisceau, d'une manière à ne pas perturber la réponse de la chambre d'ionisation placée au dessous, voir figure III.8 [15].

Le facteur d'étalonnage $F_{éta}$ en terme de dose absorbée, est défini comme étant le rapport de la dose absorbée mesurée avec la chambre de référence, $D_{max, ref}$ et la lecture de la diode $R_{diode, ref}$, sous les conditions de référence, il est déterminé par l'expression suivante :

$$(F_{éta})_{entrée} = \frac{D_{max, ref}}{L_{diode, ref}}$$

Les conditions de référence sont :

- Taille de champ à l'isocentre : 10x10 cm²,
- DSF (Distance Source Fantôme) : 100cm.
- Comme les salles des accélérateurs sont équipées avec l'air conditionné, la température de la chambre est toujours entre 21 °c et 22 °c.

Un étalonnage périodique permet la prise en compte de la perte de sensibilité des diodes.

Pour pouvoir passer, des conditions de référence aux conditions de traitement nous devons étudier la réponse des diodes en fonction des paramètres d'influence entre autres : la taille du

champ, la DSP, l'orientation du faisceau, la présence des caches et porte cache de filtre en coin, la température, etc, afin de déterminer des facteurs correctifs à appliquer à la réponse des diodes,

III.3.2.2 Les Facteurs Correctifs (FC_i)

Comme la sensibilité des diodes varie avec la variation de certains facteurs dosimétriques entre autres : le débit de dose, l'énergie la température, etc; donc, la réponse des diodes doit être corrigée par des facteurs de correction appropriés afin de prendre en considération l'influence de ces facteurs physiques et lorsque les conditions de mesures sont différentes des conditions d'étalonnage.

Puisque, pendant les mesures IV, la diode est fixée sur la peau du patient, les conditions de diffusion vues par la diode ne sont pas les mêmes que les conditions de diffusion vue par la chambre d'ionisation, cependant le facteur de correction de la taille de champ par exemple, doit être appliqué même si le capuchon de build up est assez épais pour garantir l'équilibre électronique. De plus, comme la sensibilité change avec la dose cumulée, le facteur de correction lié à la variation de la DSP (débit de dose) doit être vérifié régulièrement.

Les facteurs de correction FC_i sont définis comme étant le rapport de la lecture de la chambre d'ionisation, L_{ci} à la lecture de la diode L_{diode} pour une géométrie donnée, normalisé par rapport au même rapport déterminé dans les conditions de référence (d'étalonnage). La diode est toujours placée à la surface du fantôme décalé de 2 cm par rapport à l'axe central du faisceau et la chambre d'ionisation à 3cm de profondeur sur l'axe central du faisceau [14,15].

$$FC = \frac{L_{ci}/L_{diode}}{(L_{ci}/L_{diode})_{ref}} \quad \dots\dots(1)$$

La dose mesurée dans des conditions autres que celles de référence est égale à :

$$D = L_{diode} \times F_{cal} \times (\Pi CF_i)_{entrée} \dots\dots\dots(2)$$

➤ CF_i c'est le produit des facteurs de correction.

III.3.2.2.1 Facteur Correctif de la variation de la Taille de Champs (FC_{tc})

Pour la mesure du, FC_{tc} , nous avons placé la diode à la surface du fantôme solide (*virtual water*) à une distance source fantôme (DSF) de 100 cm. Pour la détermination de ce facteur nous avons effectué des mesures pour des champs carrés de tailles allant de 10x10 à 30x30 cm² avec un pas de 5cm et à chaque fois nous relevons la charge mesurée par la diode L_{diode} et par la chambre L_{ci} pour la taille de champ A .

Le facteur de correction de la variation de la taille de champ est calculé en utilisant l'expression suivante :

$$FC_{tc} = \frac{OF_{ci}(A)}{OF_{diode}(A)}$$

Où OF_x est donnée par:

$$OF_x = \frac{L_x(A)}{L_x(10)}$$

III.3.2.2.2 Facteur Correctif de la Transmission du Porte Cache (FC_{trans})

Comme le traitement de col utérin nécessite l'utilisation de cache pour la protection des tissus sains et les organes critiques (la tête fémorale, racine sacrée, vessie et le rectum), le porte cache est inséré entre la source et le patient. On note que les caches sont placés sur un porte cache, fixé à la sortie de la tête de l'accélérateur de traitement. Le porte cache de l'accélérateur Clinac 1800 est une plaque en PMMA de 1cm d'épaisseur. La présence des caches change la quantité du rayonnement qui atteint la surface du patient, par conséquent, si la diode n'a pas le capuchon de build-up approprié, le facteur correctif varie avec la taille du champ.

Il est nécessaire de tenir compte de la présence du porte cache en introduisant son facteur de transmission.

Pour mesurer la transmission, F_{trans} du porte cache, nous avons réalisé deux séries de mesures, une avec et l'autre sans porte cache, pour différentes tailles de champs : 10x10, 15x15, 20x20, 25x25 et 30x30 cm². Les facteurs de transmission du porte cache sont calculés en utilisant les relations suivantes :

$$F_{trans,ci} = \frac{L_{ci}(A, avec)}{L_{ci}(A, sans)}$$

$$F_{trans,diode} = \frac{L_{diode}(A, avec)}{L_{diode}(A, sans)}$$

Où

$F_{trans,ci}$: facteur de transmission mesuré avec la chambre d'ionisation.

$F_{trans,diode}$: facteur de transmission mesuré avec la diode.

$L_{ci}(A, avec)$: lecture de la chambre d'ionisation avec porte cache, pour une taille de champ A .

$L_{diode}(A, avec)$: lecture de la diode avec porte cache, pour une taille de champ A .

$L_{ci}(A, sans)$: lecture de la chambre d'ionisation sans porte cache, pour une taille de champ A .

$L_{diode}(A, sans)$: lecture de la diode sans porte cache, pour une taille de champ A .

Les facteurs de correction de la transmission en fonction des tailles de champ sont obtenus en utilisant la relation suivante :

$$FC_{trans} = \frac{F_{trans,ci}(A)}{F_{trans,diode}(A)}$$

III.2.2.3 Facteur correctif de la variation de la DSP (FC_{DSP})

Quand la DSP change, la dose par impulsion et les électrons de contamination changent. Premièrement, la sensibilité des diodes dépend de la dose par impulsion [15].

Deuxièmement, si le capuchon de build up de la diode n'est pas assez épais, c.-à-d. mince, une surestimation de la dose à petit DSP peut être due aux électrons de contamination, cela peut être «vu» par la diode mais pas par la chambre d'ionisation placée en profondeur (à la profondeur maximale de dose). Par conséquent, le facteur correctif de la variation de la DSP, FC_{DSP} , est différent de un et peut être défini comme suit :

$$FC_{DSP} = \frac{L_{ci}(d_{max}, 10 \times 10 \text{ cm}^2, DSP)}{L_{diode}(10 \times 10 \text{ cm}^2, DSP)} \times \frac{L_{ci}(d_{max}, 10 \times 10 \text{ cm}^2, DSP = 100)}{L_{diode}(10 \times 10 \text{ cm}^2, DSP = 100)}$$

Pour la mesure du FC_{DSP} , nous avons varié la DSP entre 70 et 100 cm avec un pas de 5 cm pour une taille de champs fixée à l'isocentre à $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Les mesures sont enregistrées et normalisées par rapport à la lecture mesurée à DSP 100 cm, puis comparées au même rapport mesuré avec la chambre d'ionisation.

III.2.2.4 Facteur de correction de la variation angulaire (FC_{ang})

Pour mesurer la dépendance directionnelle des diodes, celles-ci sont placées à l'isocentre sur la surface du fantôme solide (ici, le point de mesure de la diode est considéré comme étant la base de la diode). La variation de la réponse de la diode avec l'angulation du bras statif pour un champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ est mesurée, le long de l'axe perpendiculaire (symétrie axiale) et parallèle (inclinaison symétrique) à la rotation du bras pour des angulations allant de -80° à $+80^\circ$ avec un pas de 10° . Les résultats sont enregistrés et normalisés par rapport à la réponse déterminée pour l'angulation 0° .

III.3.1.2 Etalonnage des diodes à la Sortie

Au voisinage de la surface de sortie du patient, l'absence de rétrodiffusion entraîne une décroissance plus rapide de la dose [15]. Ce défaut de diffusion concerne aussi bien les photons que les électrons secondaires. Cette diminution s'étend sur quelques millimètres pour les électrons et sur quelques centimètres pour les photons. Cette zone augmente avec les dimensions du champ mais diminue avec l'énergie. Il est donc plus délicat de déterminer la dose à la sortie. En fait, la dose à la sortie est mesurée symétriquement par rapport à la dose à l'entrée, c'est à dire à une profondeur équivalente à la profondeur du maximum de dose (d_{max}) mais par rapport à la sortie du patient [14,15].

L'étalonnage consiste à relier le signal du détecteur à la dose absorbée dans des conditions d'irradiation de référence. Il est nécessaire d'appliquer un ensemble de facteurs correctifs quand les conditions d'irradiation diffèrent de celles de référence.

Les mesures réalisées à la sortie du faisceau sont influencées par les mêmes paramètres cités précédemment (mesure à l'entrée), en plus, de ceux qui sont liés au patient lui-même (épaisseur du malade). Ces mesures permettent de déceler des erreurs dues à la mauvaise estimation de l'épaisseur du patient ou à la mauvaise prise en compte des

hétérogénéités traversées par le faisceau. De plus, quand elles sont couplées à la dose à l'entrée, elles permettent de déterminer la dose au volume cible.

Pour la détermination des facteurs correctifs à la sortie, nous avons gardé la même angulation (zéro degré) pour le bras statif et nous avons placé la chambre et la diode à la sortie du faisceau (coté postérieur du fantôme), la diode à la surface et la chambre à 3cm.

III.3.1.3. Facteur d'étalonnage

L'étalonnage est réalisé dans les mêmes conditions que précédemment, sauf qu'ici, les dosimètres avec leur capuchon d'équilibre électronique sont placés à la sortie du fantôme solide, et la chambre d'ionisation étant placée à une profondeur équivalente à d_{max} par rapport à la sortie du fantôme (figure III.9). La réponse du dosimètre, est ainsi, comparée à la dose absorbée déterminée avec la chambre de référence.

On définit le facteur d'étalonnage à la sortie par:

$$(F_{cal})_{sortie} = \frac{D_{max, ref, s}}{L_{diode, ref, s}}$$

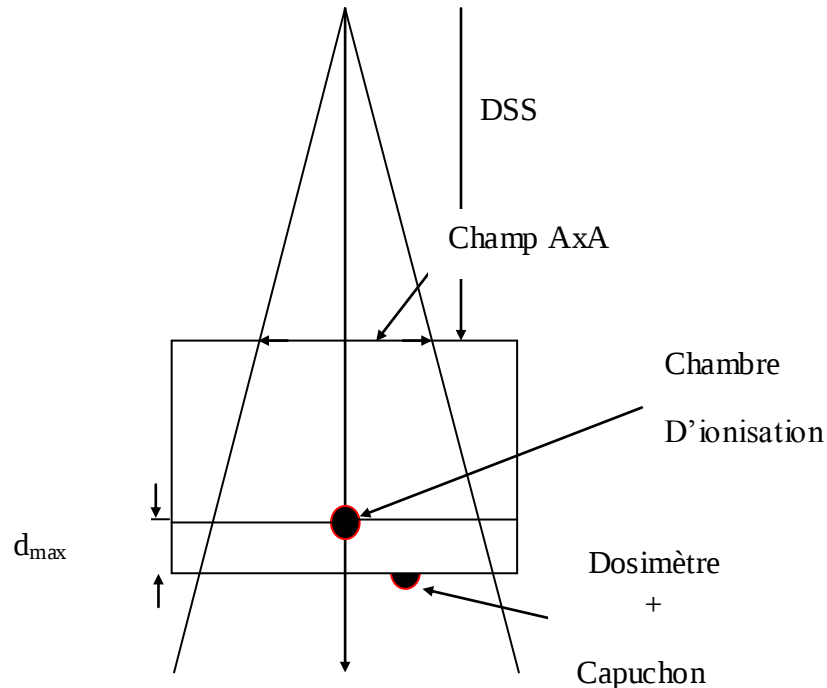


Figure III.9: Schématisation du set up expérimental pour un étalonnage à la sortie.

III.4. La Méthodologie :

La mesure a été réalisée au niveau du CPMC d'Alger service radiothérapie. Cette mesure justifie la récolte du signal par la diode celle ci est déposée sur la peau du malade une diode en antérieure et la deuxième diode en postérieure du patient, au centre du champ d'irradiation en cours d'irradiation.

On détermine ; la dose au point de prescription avec deux méthodes ;

La première méthode c'est la moyenne des deux doses mesurées à l'entrée et à la sortie.

Pour la deuxième méthode (c'est ma propre méthode) c'est la dose à l'entrée multiplié par le PDD.

III.4. 1.Méthode de calcul :

Pour le calcul de la dose, le calcul de la dose à été réalisé par le plus ancien TPS du CPMC (ROCS).

- On a calculé la dose
 - à l'entrée
 - à la sortie

Et pour déterminer la dose au point de prescription ;

Pour la première méthode c'est la moyenne des doses à l'entrée et à la sortie. Et pour la deuxième méthode j'ai calculé le carré équivalent avec le TPS et avec ce carré équivalent et la profondeur de point de normalisation j'ai calculé le PDD pour chaque patiente, le fait que la dose à l'entrée soit le maximum c'est à dire 100% j'ai multiplié cette dose avec le PDD calculé pour obtenir la dose au point de prescription et de la même manière pour le calcul de la dose à la sortie en prenant l'épaisseur totale de la patiente.

Le tableau suivant présente les niveaux de tolérance recommandés par ESTRO pour quelques régions du corps avec les types de diode souhaitables.

Treatment site	Treatment technique	Tolerance level	Diode type
Breast, lumpectomy	Tangential fields, 6 - 8 MV ½ field blocked, dynamic wedge	± 8%	Isorad-p (Sun Nuclear) Cylindrical build-up cap
Breast, mastectomy	Anterior field, 6 - 18 MV ¾ field blocked	± 8%	P20, P30 (MDS Nordion AB) QED 1115/1116 (Sun Nuclear)
Head & Neck	Patient individual field technique 4 – 6 MV, ½ field blocked compensating filter/dynamic wedge	± 8%	P10, P20 (MDS Nordion AB) QED 1115 (Sun Nuclear)
Chest/Pelvic	Patient individual field technique 6 – 18 MV	± 5%	P20, P30 (MDS Nordion AB) QED 1115/1116 (Sun Nuclear)

Tableau III.3 : Niveau de tolérance d'écart et model de diode recommandées par l'ESTRO pour la mesure in vivo pour différentes régions, dans le cas du col utérin l'ESTRO recommande une tolérance de 5%.

Résultats & Discussions

CHAPITRE 4 : RESULTATS & DISCUSSIONS

IV. Introduction :

L'un des objectifs de la dosimétrie in vivo, consiste à effectuer une comparaison entre la dose calculée par le TPS (système de planification de traitement) et celle mesurée par un dosimètre approprié. Les dosimètres choisis pour notre application sont des dosimètres à semi conducteur à base de Silicone des EDP20^{3G}. Pour cette étude, nous avons considéré une pathologie très fréquente chez la femme, qui est le cancer du col utérin. Avant d'effectuer les mesures de la dose sur malade, nous avons :

- Vérifié les caractéristiques dosimétriques de quatre détecteurs à semi-conducteurs de type-p entres autres : la stabilité du signal après l'irradiation, la précision intrinsèque, la linéarité, la réponse en fonction de la dose, la réponse en fonction du débit de dose et la réponse en fonction de l'angle d'incidence du faisceau,
- Comme les conditions de mesure et les conditions d'étalonnage sont différentes, nous avons déterminé des facteurs correctifs tels que : le facteur correctif de la variation de la taille de champs, le facteur correctif de transmission du porte cache, le facteur correctif de la variation de la DSP, le facteur de correction angulaire et celui de la variation de la taille de champ.
- Déterminé les facteurs d'étalonnage à l'entrée et à la sortie de chaque dosimètre.
- Et enfin, nous avons mesuré la dose à l'entrée et à la sortie. Nous avons déterminé la dose au point de prescription sur une soixantaine de patientes. Le calcul à été effectué par la méthode des rendements de dose en profondeur (PDD) en utilisant:
 1. La mesure à l'entrée
 2. La mesure à la sortie
- Et la dernière méthode qui est la moyenne de la dose à l'entrée et la dose à la sortie

IV. 1 Caractérisation des diodes

IV.2 Test initial

Un ensemble de tests doivent être effectués à la réception de nouvelles diodes et avant leur utilisation en routine clinique. Ces tests ne peuvent pas être appelés tests d'acceptation car les limites de certains de ces tests ne sont pas encore établies. Les résultats de ces tests doivent être comparés aux données techniques fournies par le fabricant ou le fournisseur.

Toutes les mesures effectuées pour ces tests sont réalisées sous les conditions de référence (ouverture du collimateur à 10x10cm², et la surface du fantôme fixée à l'isocentre) avec la diode placée à la surface du fantôme et sur l'axe central du faisceau.

Avant d'utiliser les diodes pour la mesure in vivo sur les patientes, on a tout d'abord vérifié sa stabilité à court et long terme.

La stabilité de la réponse après irradiation

La stabilité à très court terme

Pour vérifier la stabilité des diodes on a réalisé des mesures. La lecture recueillie sur l'électromètre étant la même après 5mn pour toutes les diodes (l'ensemble électromètre et diodes sont stables)

La stabilité à court terme

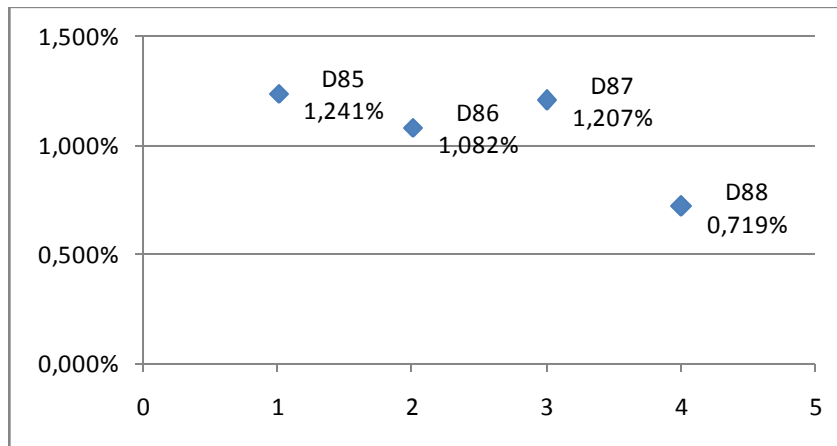
Pour cela on a récolté plusieurs lectures pour chaque diode et on a calculé la précision intrinsèque qui est l'écart type divisé par la moyenne. Les résultats se trouvent ci-dessous

D85	D86	D87	D88
0,99758%	0,6382%	0,8583%	0,6585%

On remarque que toutes les diodes ont une bonne reproductibilité le fait que le pourcentage soit inférieur à 1.

Stabilité à court terme

On a réalisé 20 mesures pour chaque diode pour un intervalle de temps d'une minute est on a calculé l'écart par rapport à la première mesure.



Le fait que le pourcentage est inférieur à 5% c'est-à-dire ces diodes ont une très bonne stabilité à court terme.

Stabilité à long terme

On a fait la même chose mais cette fois-ci pour un intervalle de temps d'un mois.

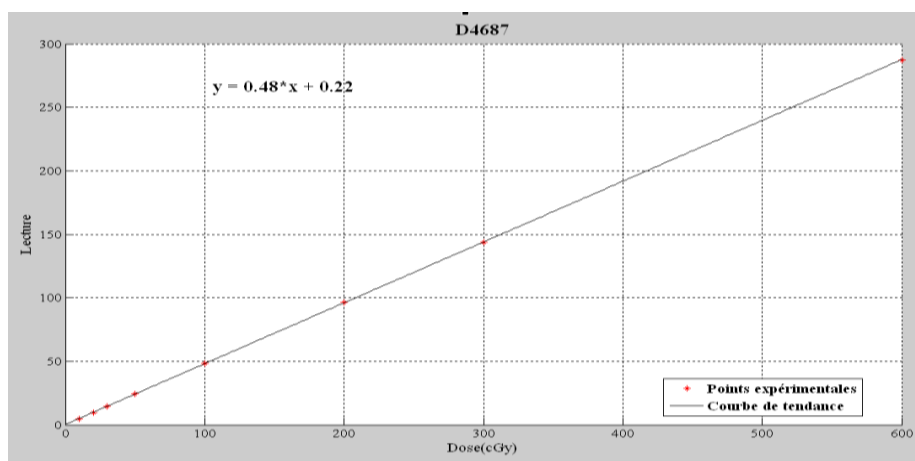
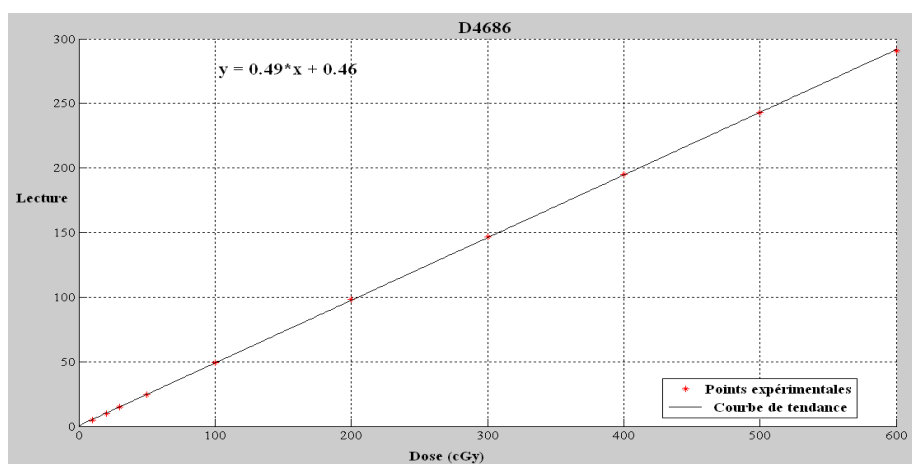
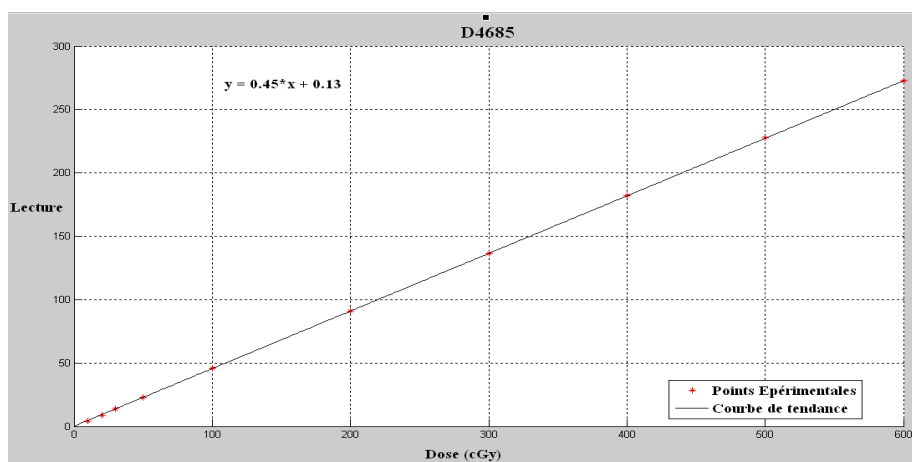
D85	D86	D87	D88
1,102%	0,905%	0,417%	0,210%

Toutes ces diodes ont une très bonne reproductibilité. Après avoir vérifié la reproductibilité on doit vérifier la linéarité de la réponse.

IV.1.3 Linéarité de la réponse

Pour la vérification de la linéarité de la réponse des diodes nous avons effectué des mesures pour une gamme de dose entre 100cGy et 600cGy (10UM à 600UM), avec un pas irrégulier sous les conditions de référence.

La gamme de dose choisie, est suffisante pour une utilisation en routine clinique. Les résultats sont enregistrés et analysés. Les courbes de variation de la réponse des diodes en fonction de la dose sont représentées sur la figure V.1.



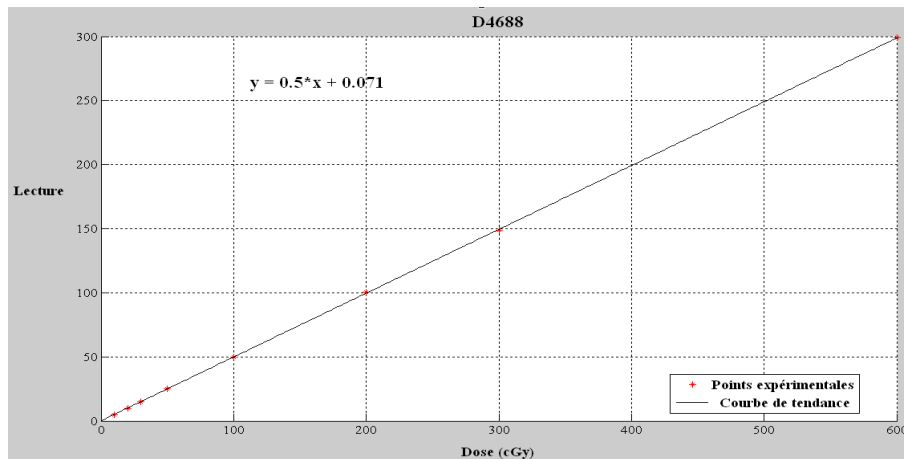


Figure IV.1 : Variation de la réponse des diodes D4685, D4686, D4687 et D4688 en fonction de la dose.

D'après les courbes nous remarquons que le signal collecté par les diodes EDP20 est linéairement proportionnel à la dose absorbée, pour la gamme de dose étudiée, nous pouvons conclure que la réponse du système de mesure (diodes+lecteur) est parfaitement linéaire.

Les diodes ont une très bonne reproductibilité, stabilité et une très bonne linéarité c'est-à-dire elles sont fiables pour les utiliser en routine clinique.

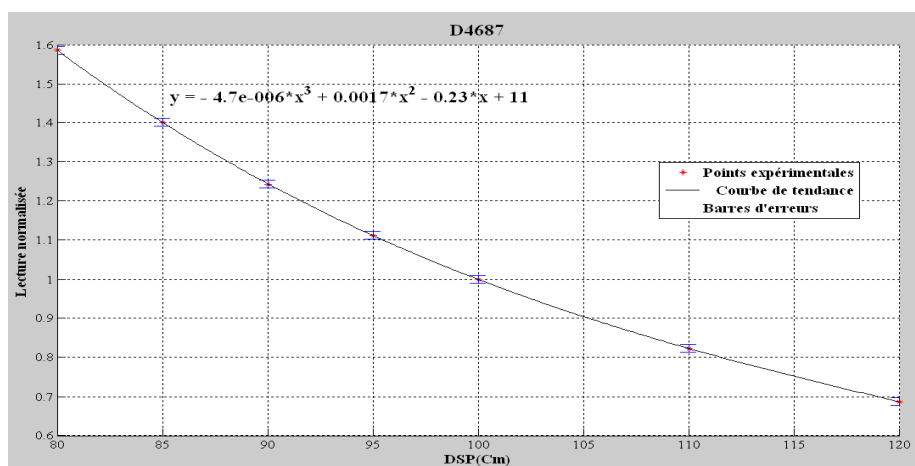
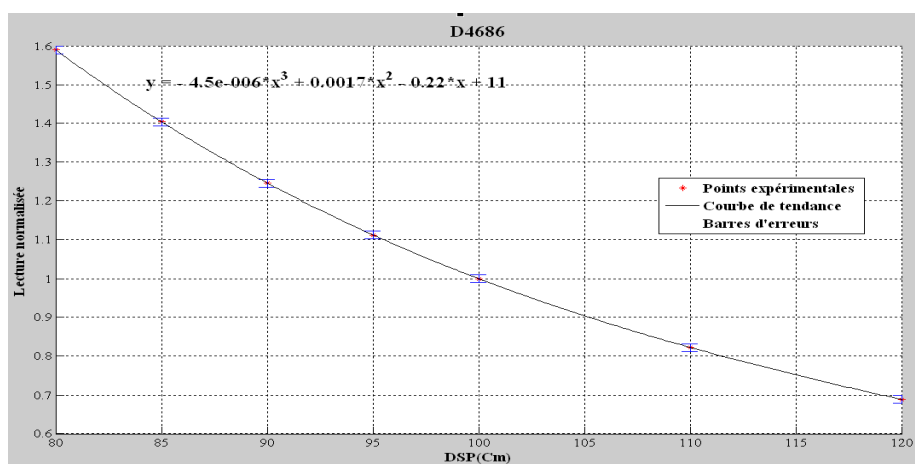
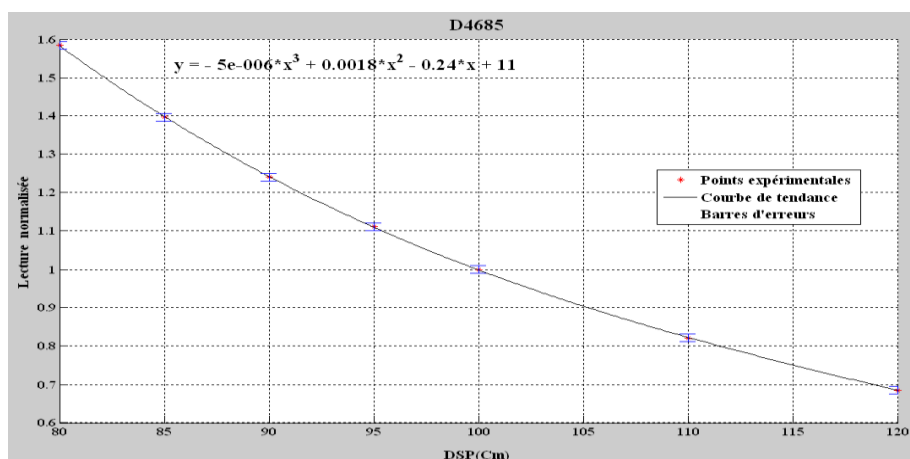
IV.2 Mesures à l'entrée

Comme son nom l'indique, cette mesure a été effectuée en posant la diode sur la surface antérieure du fantôme solide (équivalent eau) et le bras statif (gantry) à la position zéro degré.

IV.2.1 Variation de la DSP

IV.2.1.1 Variation de la réponse des diodes en fonction de la DSP

Pour la détermination de la variation de la réponse des diodes en fonction de la DSP, nous avons réalisé des mesures pour des valeurs de la DSP allant de 80cm à 120cm. Les résultats de mesures pour les quatre diodes sont représentés sur la figure IV.2.



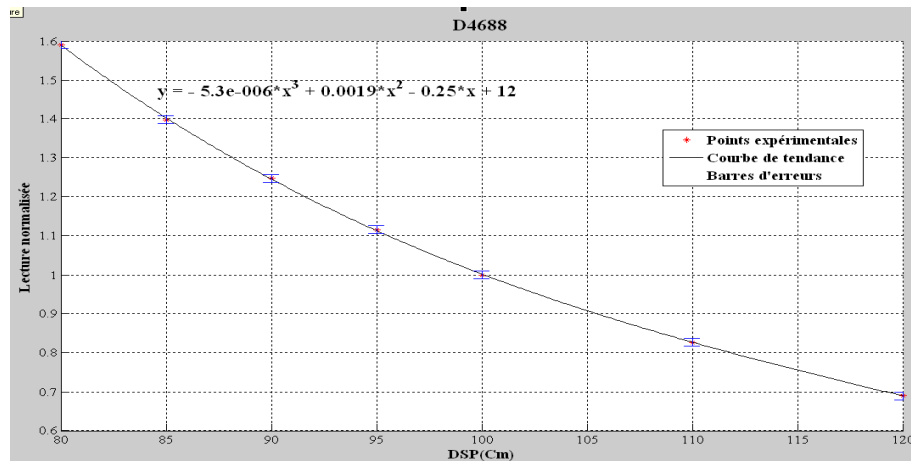


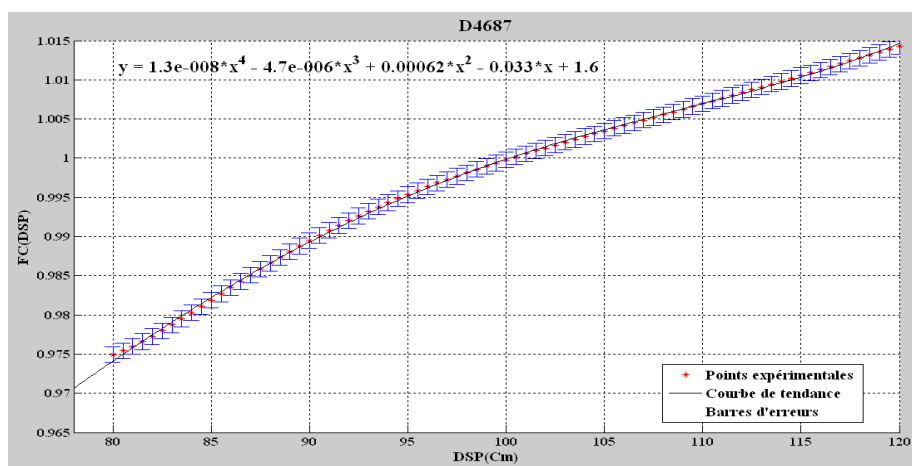
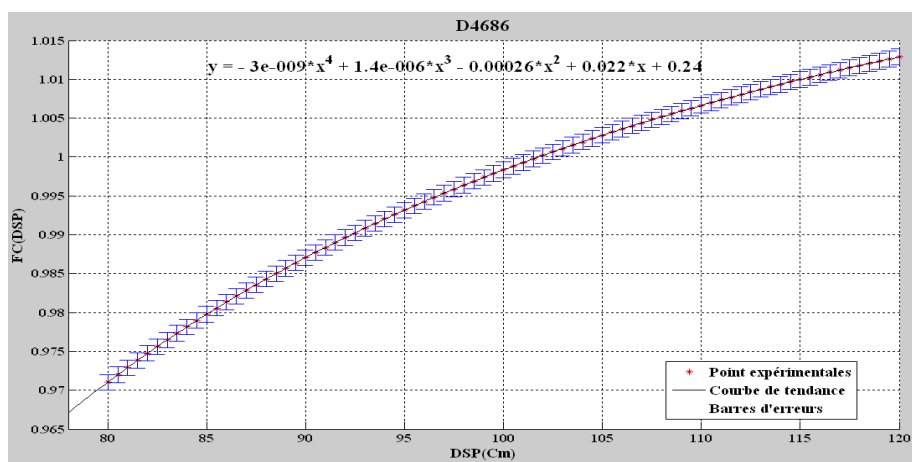
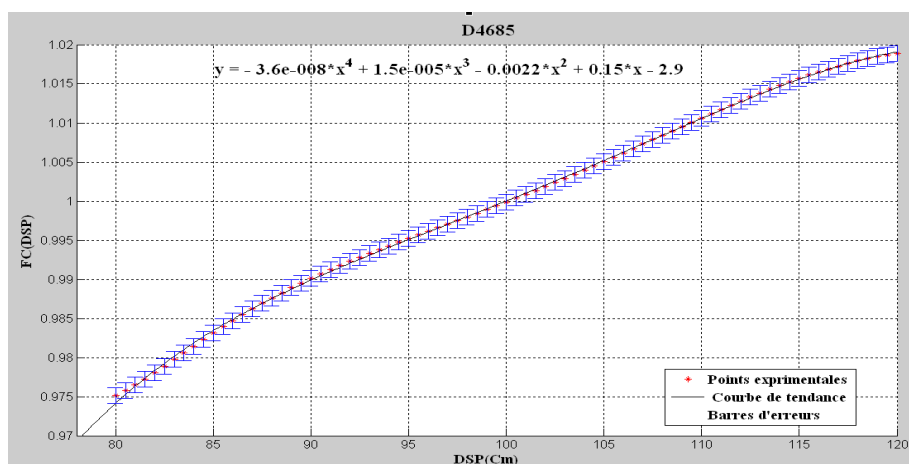
Figure IV. : Variation de la réponse des diodes en fonction de la DSP

Nous remarquons d'après ces courbes, que la réponse de la diode diminue avec l'augmentation de la DSP, cela est dû à l'effet de l'inverse des carrés des distances source-détecteur.

IV.2.1.2 Facteur de correction de la Variation de la DSP

Le facteur de correction de la variation de la DSP mesurée à l'entrée est calculé à partir des résultats des mesures déterminées précédemment et en utilisant l'expression (voir chapitre III, 3). Les résultats sont représentés sur la figure IV.2. Cette figure montre une augmentation de la sensibilité des diodes avec l'augmentation de la distance source peau. Cette augmentation de la sensibilité est estimée à 2.5%, pour les diodes D4685, D4687 et D4588 et à 3.5% pour la diode D4686, lorsque la DSP passe de 80 à 100 cm. Par contre elle est estimée à 1%, pour toutes les diodes, lorsque la DSP passe de 90 à 100 cm. Cela est dû au fait que la diode surestime la dose par rapport à la chambre d'ionisation, par les électrons de contamination et les photons de faible énergie.

Nous avons généré des valeurs pour les DSP qui n'ont pas été mesurées, les courbes tracées avec un programme MATLAB R 2009 se trouvent ci-dessous.



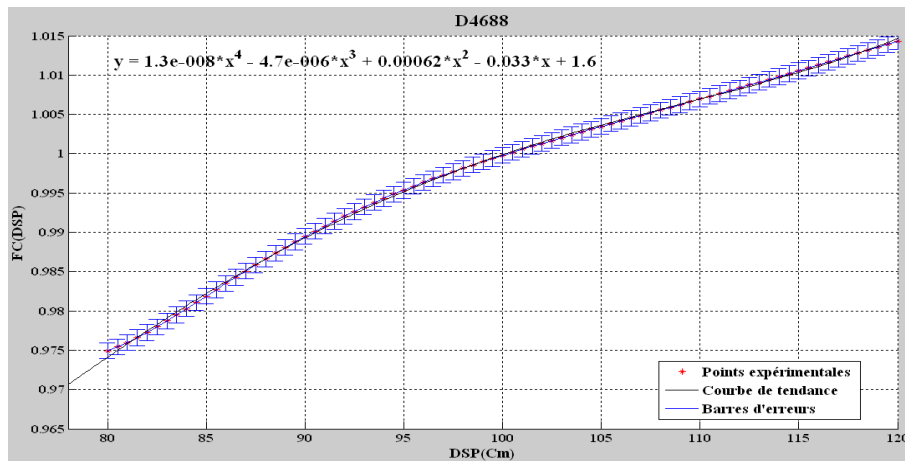
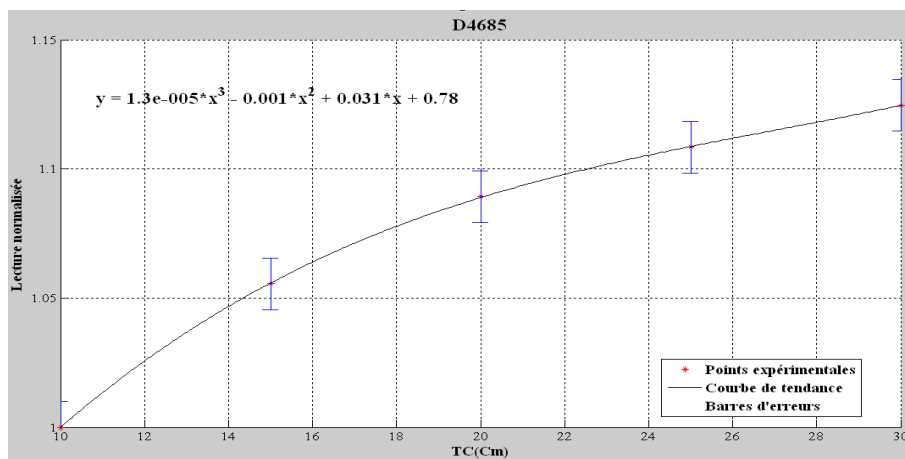


Figure IV.3 : Facteur Correctif de la DSP à l'entrée des diodes D4685, D4686, D4687 et D4688

IV.2.2 Variation de la taille de champ

IV.2.2.1 Variation de la réponse des diodes en fonction de la taille de champ

Pour l'évaluation de la variation de la réponse des diodes en fonction de la taille de champ, les mesures sont réalisées pour une DSP de référence, c'est-à-dire 100cm et en faisant varier la taille de champ de 10x10 à 30x30 cm². Les résultats de mesure obtenus pour les quatre diodes sont indiqués sur les graphes IV.4 qui se trouvent ci-dessous.



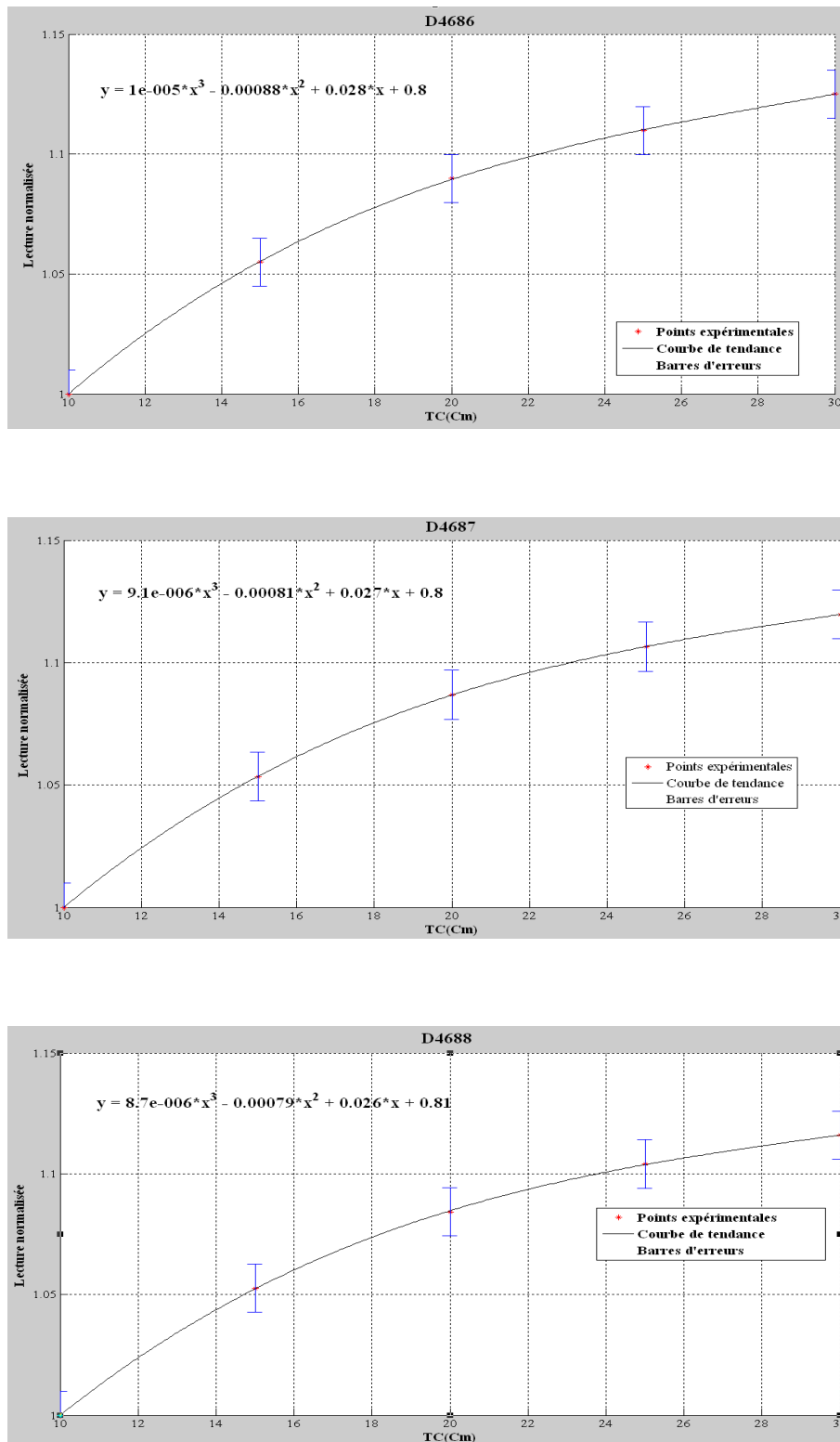


Figure IV.4 : Variation de la réponse des diodes D4685, D4686, D4687 et D4688 en fonction de la Taille de champ.

Nous voyons d'après ces figures que la réponse de la diode augmente avec l'augmentation de la taille de champ, c'est-à-dire la sensibilité des diodes augmente avec

l'augmentation de la taille de champ. Cela est dû au fait que le diffusé est sous-estimé par les diodes à cause de la forme de la région sensible des diodes.

IV.2.2.2 facteur de correction de la variation de la taille de champ

Le facteur de correction de la variation de la taille de champ mesuré est calculé à partir des résultats de mesure déterminées antérieurement et en utilisant l'expression (voir chapitre III). Ces figures montrent que le facteur de correction de la variation de la taille de champ diminue avec l'augmentation de la taille de champ. La sensibilité de ce facteur pour les diodes D4685, D4686 et D4687 est estimée à 0.5% et 0.4% pour la diode D4688.

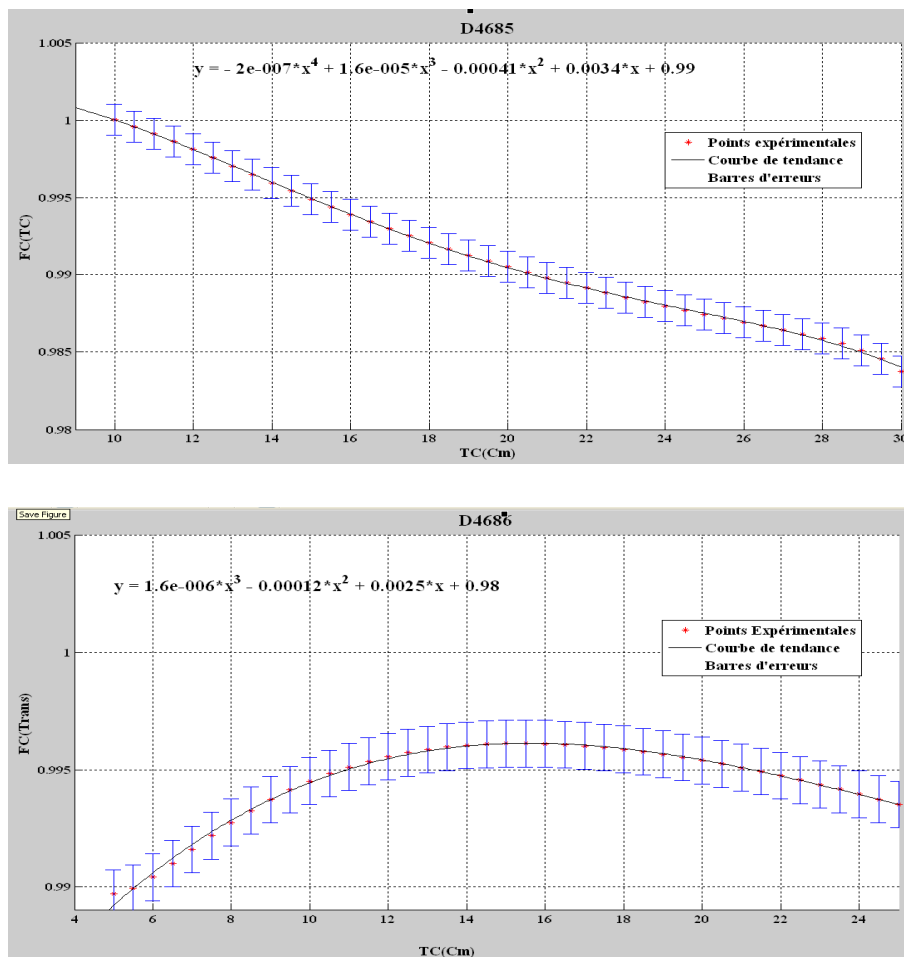


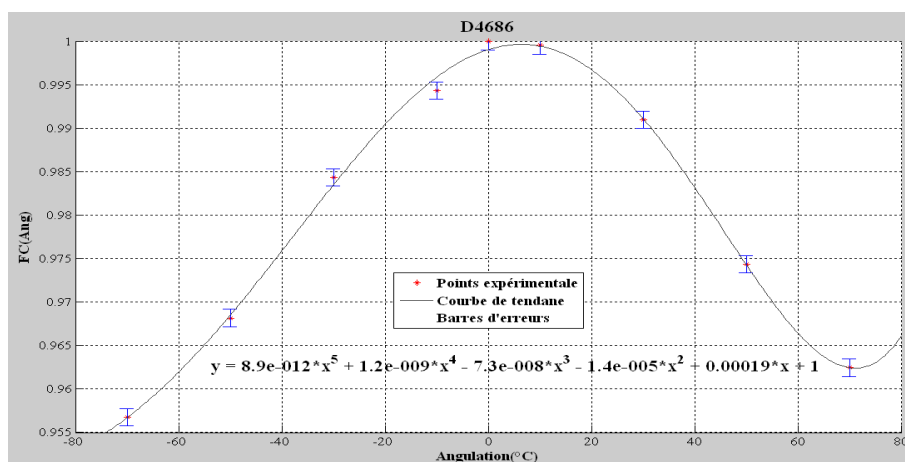
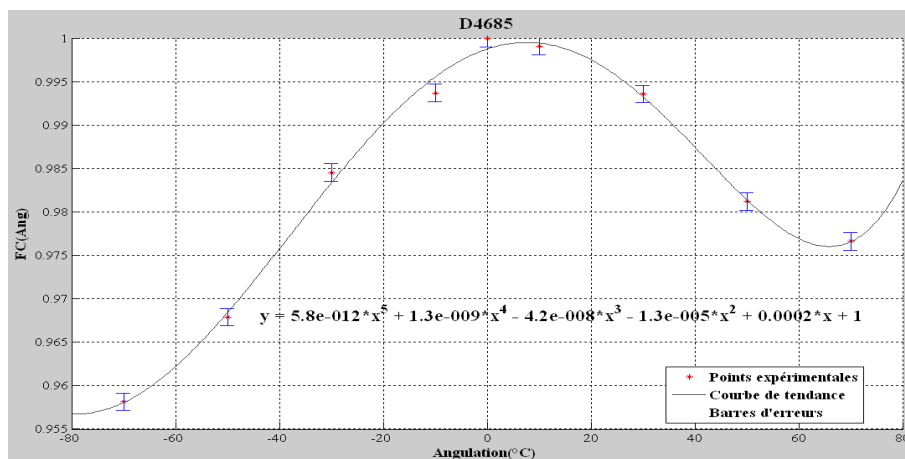
Figure IV.3 : Facteur Correctif de la variation de la taille de champ pour les diodes D4685, D4686, D4687 et D4688

IV.2.3 Variation angulaire

IV.2.3.1 Variation de la réponse en fonction de l'angle d'incidence du faisceau

IV.2.3.2 Facteur de Correction de la Variation Angulation

Pour l'étude de la variation de la réponse directionnelle des diodes, nous avons effectué des mesures sous les conditions de référence (DSP 100cm et taille de champ 10X10cm²) pour des angulation allant de -70 à 70 avec un pas régulier de 20°. Les courbes de variation de la réponse des diodes en fonction de l'angle de rotation de la tête d'irradiation sont représentées sur la figure IV. D'après les courbes nous remarquons que la variation de la réponse des diodes n'est pas symétrique en fonction de la variation de l'angle d'incidence du faisceau, de plus, elle est maximale lorsque le faisceau est perpendiculaire à l'axe de la diode et diminue ailleurs, cela est dû à la forme et à la structure interne de la région sensible de la diode.



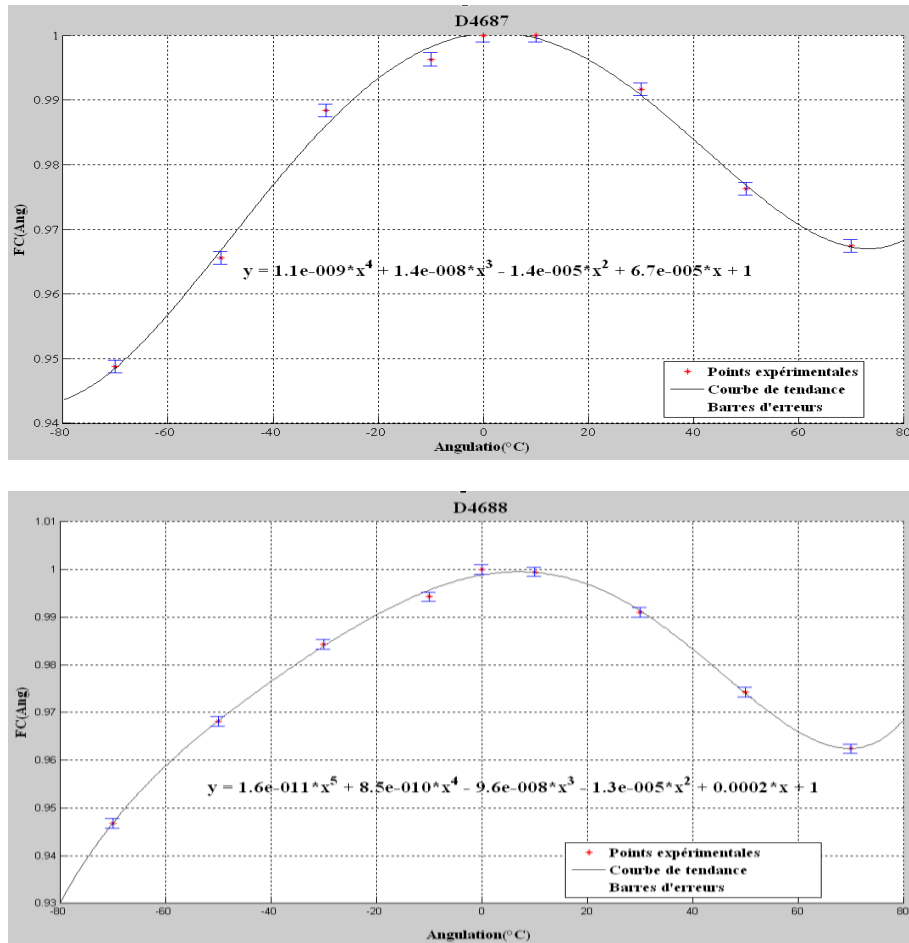


Figure IV.5 : Facteur Correctif d'angulation des diodes D4685, D4686, D4687 et D4688

IV.5 Facteur de correction de la Variation de la Transmission du port- cache (plexi qlas) :

Pour la détermination de ce facteur nous avons procédé comme suit :

- ✓ Tout d'abord nous avons effectué les mesures avec la diode seule placée sur l'axe central du faisceau, à la surface du fantôme solide,
- ✓ après nous avons mesuré avec la chambre d'ionisation seule placée bien sure à l'axe central du faisceau mais à une profondeur égale à la profondeur de maximum de dose (c.à .d 3 cm). Les courbes sont évoquées ci-dessous sur la figure 6.

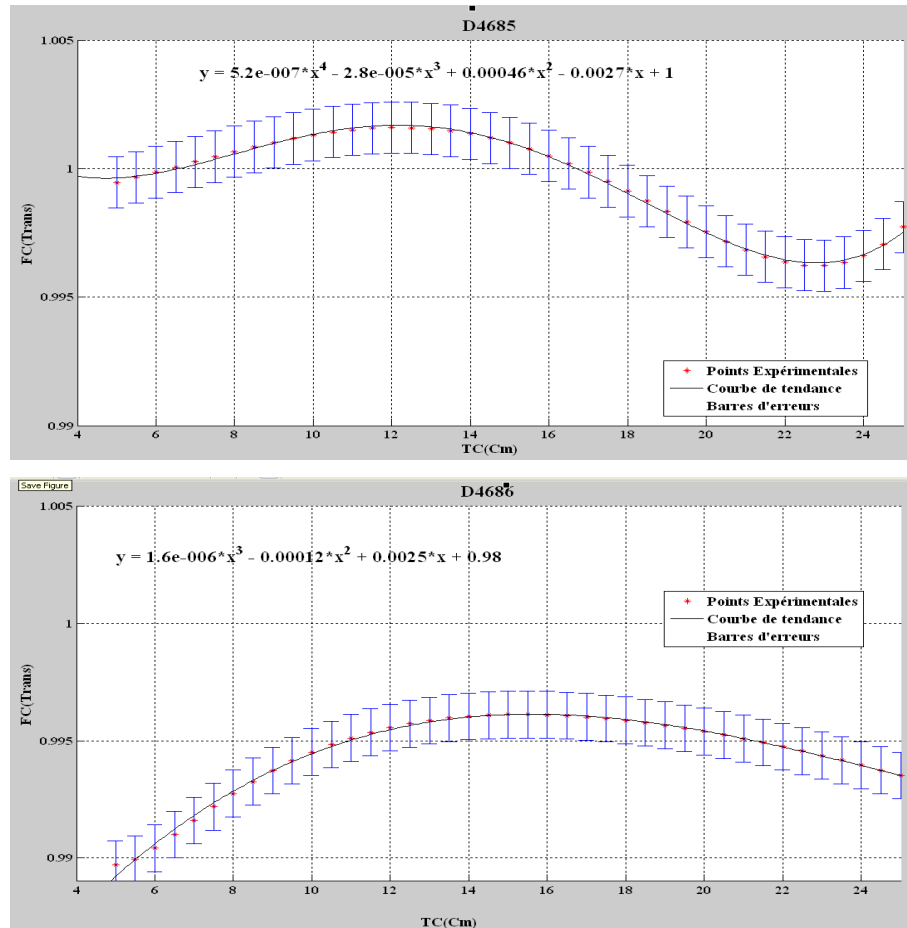


Figure IV.6 : Facteur Correctif de la variation de la transmission des diodes D4685, D4686

Ces figures montrent que la variation de ce facteur est faible.

IV.3 Mesures à la sortie

Pour cette mesure le positionnement de la diode et de la chambre est le même qu'à l'entrée mais simplement on tourne le bras de l'accélérateur de 180°C.

IV. 3.1 Variation de la DSP

IV.3.1.1 Facteur de correction de la Variation de la DSP à la sortie

Pour ce facteur le positionnement de la diode et de la chambre est le même qu'à l'entrée mais simplement on tourne le bras de l'accélérateur de 180°C. Les courbes se trouvent ci-dessous sur la figure7.

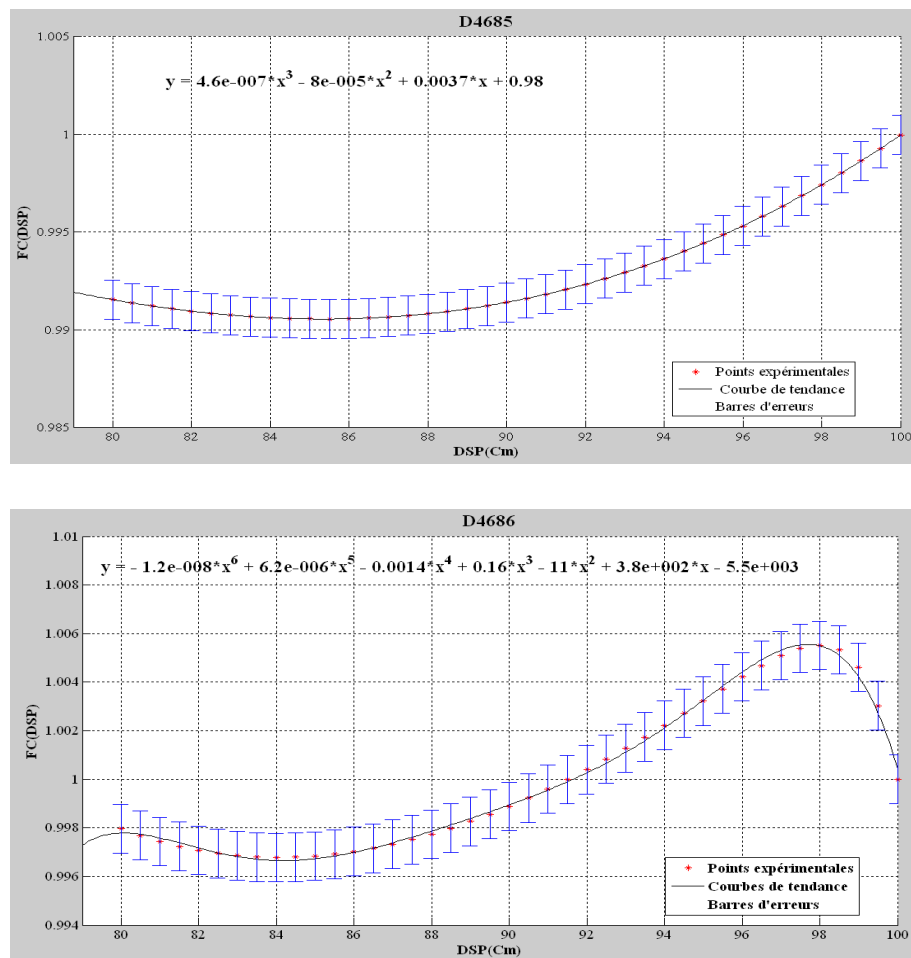


Figure IV.6 : Facteur Correctif de la variation de la DSP pour les diodes D4685, D4686

IV.3.2 Variation de la taille de champ

IV.3.2.1 Facteur de correction de la Variation de la Taille de champ

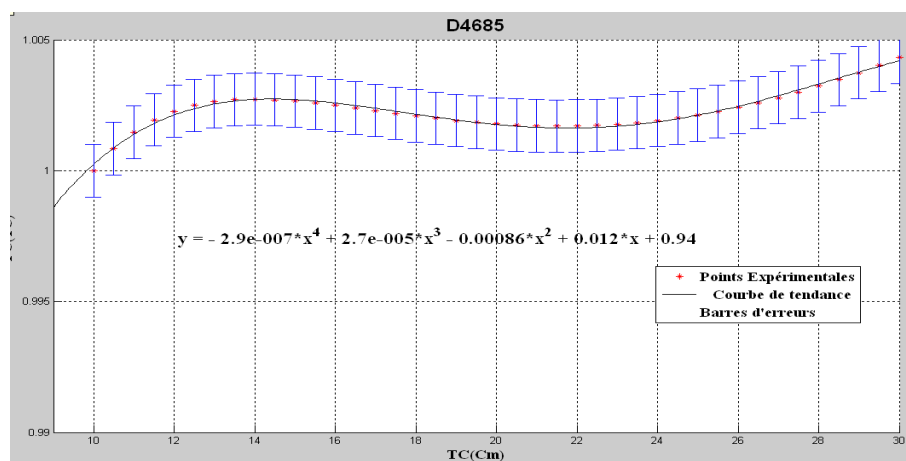


Figure IV.7 : Facteur Correctif de la variation de la taille de champ des diodes D4685, D4686

On remarque que la variation des facteurs correctifs en postérieur est négligeable, parce que au voisinage de la surface de sortie du patient, l'absence de rétrodiffusion entraîne une décroissance plus rapide de la dose.

IV.5 Facteur de correction de la Variation de la Transmission du port-cache (plexiglas)

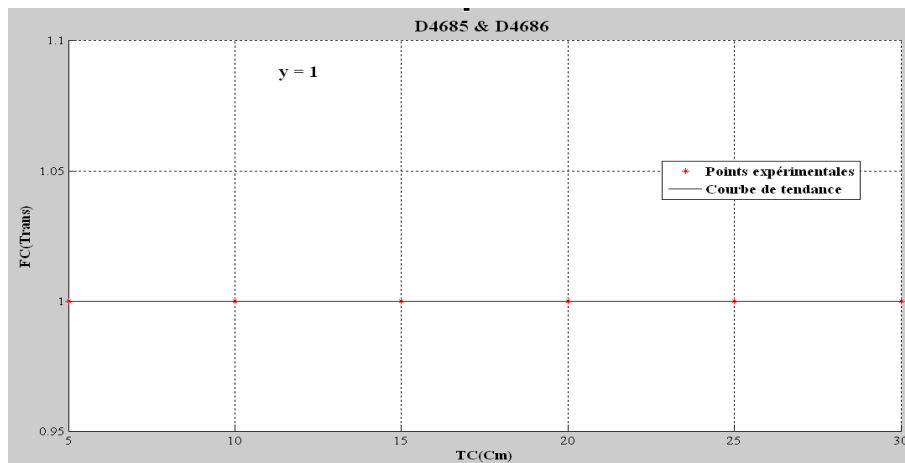


Figure IV.7 : Facteur Correctif de la variation de la transmission des diodes D4685, D4686

IV.4 Etalonnage des diodes

Après avoir déterminé tout les facteurs correctifs qui peuvent influencer sur la réponse de la diode. On procédera maintenant au calcul des facteurs de calibration qui sont déjà bien défini au chapitre précédent par les équations suivante ;

$$(F_{cal})_{entrée} = \frac{D_{\max, ref}}{L_{diode, ref}} \quad (F_{cal})_{sortie} = \frac{D_{\max, ref}}{L_{diode, ref}}$$

$$F_{cal}(D85)_{entrée} = 0.0218 \text{ Gy/L}$$

$$F_{cal}(D86)_{entrée} = 0.0224 \text{ Gy/L}$$

$$F_{cal}(D85)_{sortie} = 0.061 \text{ Gy/L}$$

$$F_{cal}(D86)_{sortie} = 0.0633 \text{ Gy/L}$$

Et finalement on détermine la dose à l'entrée, à la sortie et à mi-épaisseur.

IV.5 Mesure sur patientes (in vivo) et calcul des écarts

L'erreur humaine constitue l'un des principaux facteurs constitutifs des incidents ou accidents observés (80%) [12], pour prévenir les erreurs systématiques et/ou aléatoires pouvant intervenir lors de la préparation et la réalisation d'une radiothérapie, il fallait disposer d'un système capable de générer des signaux d'alerte auprès de l'équipe de traitement, la mesure in vivo sur les patients est le moyen le plus efficace pour éviter ses erreurs, d'ailleurs la Commission Internationale de Protection Radiologique, dans sa Publication 86 (CIPR86-2000) conclut que la dosimétrie in vivo aurait permis d'éviter certains des accidents décrits, pour cela la dosimétrie in vivo est devenue obligatoire.

On a effectué 80 mesures dont 60 mesures pour la dose à l'entrée et 20 pour la dose à la sortie. La diode a été placée sur la peau des patientes sur l'axe centrale et on relève la dose reçue indiquée par l'électromètre multiplié par les facteurs correctifs et les facteurs de calibration et on calcule l'écart mesuré par rapport à celle estimée par le TPS.

La dose à l'entrée :

Dose calculée (TPS) (cGy)	Dose mesurée (cGy)	Ecart %
146	146,18	0,12
137	143,47	4,51
160	158,61	-0,88
154	160,89	4,28
192	189,90	-1,11
147	141,86	1,04
135	139,62	3,31
132	138,75	4,87
132	132,84	0,63
133	139,54	4,68
151	159,23	5,17

140	140,92	0,65
114	116,83	2,43
141	137,28	-2,71
127	123,01	-3,24
136	137,17	0,85
135	137,60	1,89
132	137,60	4,07
138	144,45	4,46
123	122,72	-0,23
135	133,06	-1,46
130	133,06	2,30
141	142,81	1,27
140	142,81	1,97
142	144,11	1,47
141	144,11	0,77
140	144,11	2,85
139	139,46	0,33
136	140,45	3,17
125	127,88	2,25
135	139,46	3,20
147	150,23	2,15
122	123 ,07	0,87
144	146,77	1,89
129	126	2,33
134	135,46	1,08
151	151,36	0,24
152	159, 3	4,66
141	144,8	2,63
136	150,45	9,60

122	124,65	2,13
137	138,06	0,77
135	137,06	1,5
135	133,06	-1,46
141	137,28	-2,71
135	134,01	0,73
135	139,6	3,3
127	125,76	-0,99
152	159,4	4,6
122	123,01	0,82
143	146,8	1,93
158	160,01	1,26
134	136,75	2,01
143	145,26	1,56
132	134 ,68	1 ,99
142	146,6	3,14
135	138,01	2,18
153	160,1	4,43
138	140,97	2,11
139	140,22	0,87

(8), (9), (10) respectivement.

La dose à l'entrée

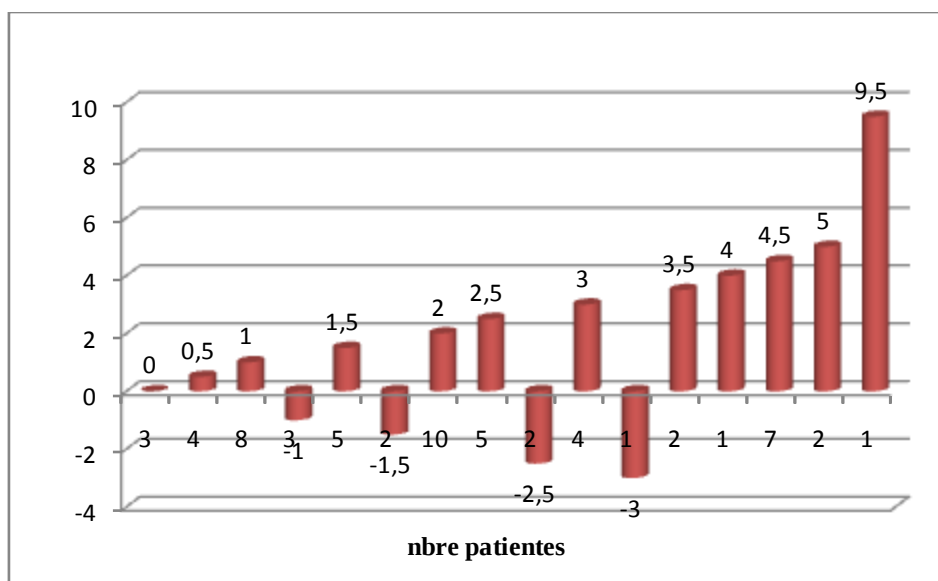


Figure IV.8 : Dose à l'entrée

La dose à la sortie :

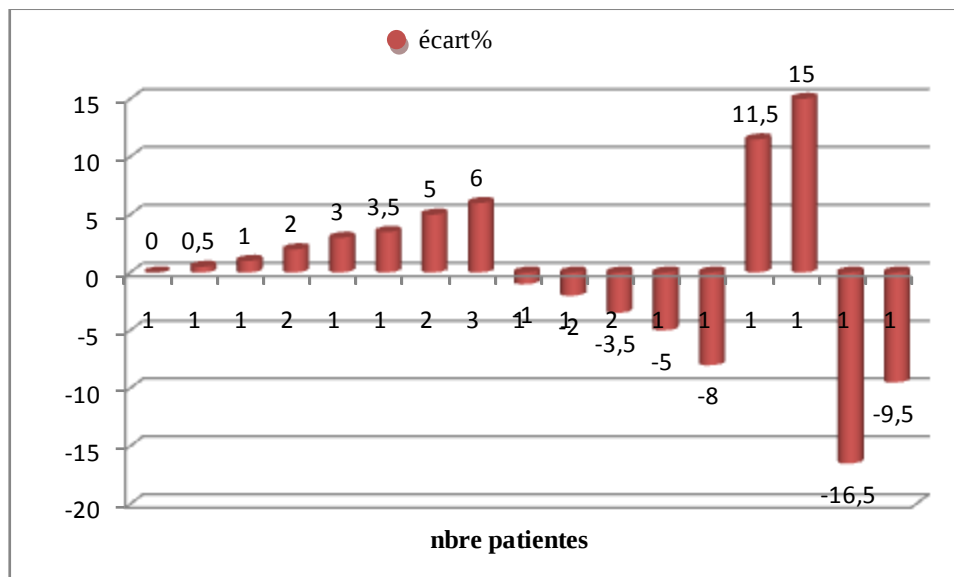


Figure IV.9 : Dose à la sortie

L'histogramme donne le nombre de patiente

Le nombre sur l'histogramme présente l'écart

La dose à mi-épaisseur :

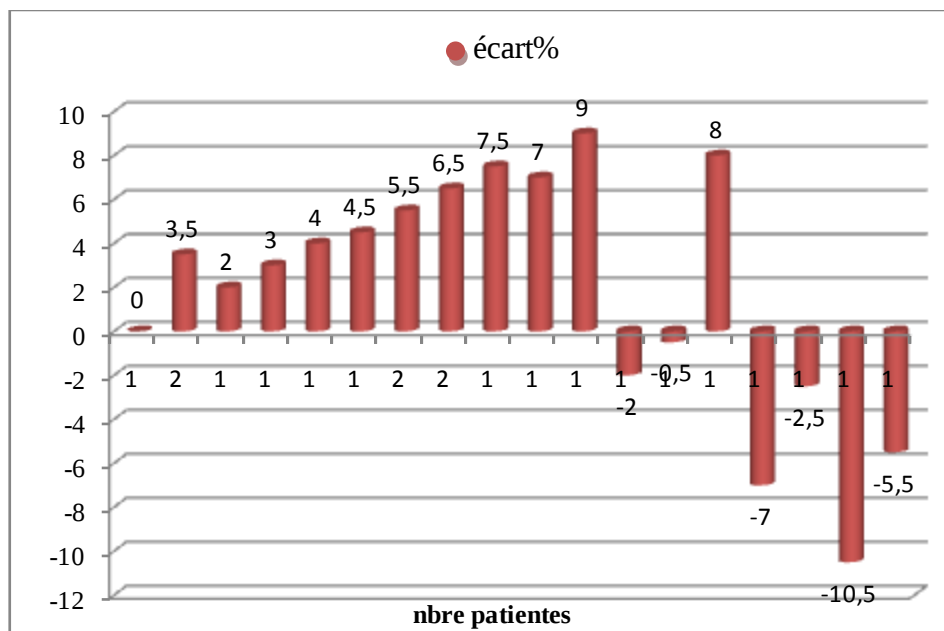


Figure IV.10 : Dose à mi-épaisseur

D'après la figure ci-dessus nous remarquons que l'écart déterminée avec la dose à l'entrée est satisfaisante le faite que l'écart ne dépasse pas 5% pour la majorité des patientes. Cet écart est dû aux incertitudes de positionnement et aux mouvements respiratoires. Ainsi pour les écarts supérieures à 5% mais qui ne dépassent pas 10%, obtenues pour des patientes obèses, l'incertitude augmente car le déplacement de la peau devient plus important et pour aussi le problème du télémètre qui nous affiche des DSP fausse et même pour l'utilisation d'un porte cache plein au lieu d'un porte cache avec rail.

Pour la dose à la sortie nous apercevons que l'écart est plus important, cet incertitude est due au manque de rétrodiffusée, au faite que le patient est fini et le fantôme ne l'ai pas, aussi qu'au positionnement de la diode qui n'est pas placée directement sur la patiente mais sur la grille de la table de traitement, et finalement aux incertitudes de l'épaisseur des patientes. Cette méthode nous prend beaucoup de temps pour placer la diode sur la grille et la majorité du temps on trouve la diode déplacée ou même tombée par terre à cause du ruban adhésif utilisé qui n'est pas parfait. Cette méthode nous permet de détecter d'autres erreurs qu'on ne peut pas remarquer avec la dose à l'entrée comme par exemple l'épaisseur du malade.....

Pour la détermination de la dose au point de prescription c-a d la première méthode qui est la moyenne de la dose à l'entrée et de la dose à la sortie on remarque que l'incertitude diminue par rapport à la dose à la sortie.

Finalement on peut dire que la première méthode (on utilisant les PDD) nous permet de vérifier toutes les erreurs systématiques et les erreurs aléatoires.

Seulement la dose à l'entrée est plus rapide et efficace ce qui nous permet de déterminer toutes les erreurs systématiques. Néanmoins la première méthode nous permet de déceler d'autres erreurs de l'épaisseur et de l'hétérogénéité des patientes.

CONCLUSION

CONCLUSION

Le rôle primordial du physicien médical au sein d'un centre hospitalier de radiothérapie est de s'assurer que la dose prescrite par le radiothérapeute est la même que celle reçue par le patient. Pour cela, le physicien doit trouver des méthodes pour contrôler cette dose, parmi ces méthodes, la dosimétrie in vivo, celle-ci est utilisée généralement, par les radio-physiciens. Cette méthode consiste à effectuer une comparaison entre la dose calculée par le TPS (système de planification de traitement) et celle mesurée par les détecteurs (la diode, la TLD ou la Mosfet,...).

Le traitement délivré en radiothérapie exige beaucoup d'étapes consécutives et complexes de prescription, confection des caches, calcul et le positionnement du patient comme nous l'avons déjà stipulé dans le chapitre 3 (planification de traitement). Chaque étape peut contribuer par une fraction dans l'incertitude globale sur la dose délivrée. Ainsi il est nécessaire de vérifier chaque étape de cette chaîne.

La dosimétrie in vivo est le seul contrôle, qui peut être effectué pendant le traitement du patient, elle est indépendante de la méthode de calcul, elle permet :

- un contrôle des incertitudes qui sont liés au patient
- de déceler et corriger un certain nombre d'erreurs.
- une vérification dosimétrique de toute la chaîne du traitement en radiothérapie (de la préparation à la réalisation du traitement)
- elle prend place dans le programme d'assurance de qualité des traitements en radiothérapie comme méthode de contrôle complémentaire :
 - des contrôles des champs d'irradiation (en utilisant les films ou imagerie portale)
 - des contrôles pré-traitement (double test du calcul du nombre d'UM, vérification du dossier patient, contrôle dosimétrique,..)
- évaluer la qualité globale d'une technique d'irradiation ou de la dose délivrée dans un service de radiothérapie
- mesurer des doses en des points d'intérêt (point de prescription, organe à risques, points d'intérêts)

En utilisant des détecteurs placés en des sites accessibles (surface de la peau ou dans des cavités naturelles du corps). La dosimétrie in vivo avec des diodes est, relativement, une l'une des méthodes, les plus faciles et précises qui donnent des résultats en temps réel.

Malgré les contrôles quotidien, mensuelle et annuelle de l'unité de traitement et du faisceau de rayonnement délivré par l'accélérateur: le débit, la symétrie du faisceau, la planéité,... effectués par les physiciens pour s'assurer que la dose prescrite et celle reçue par le patient est la même sont insuffisantes tout simplement parce que le contrôle quotidien des autres paramètres par exemple le téléporteur, la taille de champ.

La DIV doit être réalisée à la première séance d'irradiation et à chaque changement d'un des paramètres quelconque.

D'après notre travail nous avons constaté que la dosimétrie In Vivo est une « ligne de défense » indispensable. Elle permet de:

- Garantir la dose délivrée au Patient
- Détecter la plupart des erreurs systématiques et ainsi d'améliorer la qualité du traitement.
- Prendre en compte les conditions et les paramètres du traitement réellement réalisé.

Nous recommandons aux physiciens médicaux réaliser ces mesures dans la gamme utilisée pour les facteurs correctifs et d'après notre expérience on a trouvé que la gamme de taille du champ utilisée est de 9cm jusqu'à 11cm. Il est préférable d'effectuer des mesures pour un pas de 1mm. Et pour le facteur correctif de transmission il n'est pas nécessaire de le déterminer parce que il est négligeable soit en antérieur et en postérieur.

La dose au point de prescription nous a permis de contrôler

1. Erreurs de dosimétrie
2. Erreurs de positionnement de la patiente
3. Variation de la réponse du moniteur de l'accélérateur

On peut conclure la dosimétrie in vivo nous aide à vérifier la dose au point de prescription pour éviter la récurrence et le surdosage.

Perspective

- Instaurer cette méthode au sein de notre établissement et dans tous les autres établissements.
- Avoir d'autres détecteurs pour comparer et déduire d'autres facteurs.
- Pour les techniques innovantes de radiothérapie (radiothérapie par modulation d'intensité, tomothérapie, cyberknife) il faut des études soient menées au plus vite possible pour proposer une dosimétrie in vivo.

References bibliographique

- [1] Mayles WPM, Lake R, Mc Kenzie A, Macaulay EM, Morgan HM, Jordan TJ, Powley SK, 1999, 'Physics Aspects of Quality Control in Radiotherapy', The institute of Physics and engineering in Medicine, Fairmount House, 230 Tadcaster Road, York YO24 1ES.
- [2] AAPM Report 87, "Diode In-Vivo Dosimetry For Patients Receiving External Beam Radiation Therapy", Feb 2005, Published for the American Association Physicist in Medecine, Medical Physics Publishing.
- [3] Jason Morton: Clinical Implementation of Mosfets for Entrance Dose In-Vivo Dosimetry with High Energy Photons for External Beam Radiation Therapy. Sept 2006.
- [4] Larin F. (1968): Radiation effects in semiconductor devices. New York.
- [5] Rikner G. and Grusell E. (1983): Effects of radiation damage on P-type silicon detectors. Phys. Med. Bio 28, 1261-1267.
- [6] Grusell E and Rikner G. (1986): Evaluation of temperature effects in p-type silicon detectors. Phys. Med. Biol. 31, 527-534.
- [7] ESTRO(1994). J. Van Dam & Marinello: Methods of In-Vivo Dosimetry in External Radiothera, ESTRO Physics for Clinical Radiotherapy Booklet N°1(First edition:1994)
- [8] [ESTRO 2001] D. Huygens, R. Bogaerts, J. Verstraete, M. Lööf, H. Nyström, C. Fiorino, S. Broggi, N. Jornet, M. Ribas, D.I. Thwaites, *Practical Guidelines for the implementation of in vivo dosimetry with diodes in external radiotherapy with photon beams (Entrance Dose)*, ESTRO Physics for Clinical Radiotherapy Booklet N°5 (2001).
- [9] [ESTRO Booklet N°2]: Recommendations for a Quality Assurance Programme in External Radiotherapy. P. Aletti & P. Bey.

REFERENCE

- [10] Van Dam J., Leunens G and Dutreix A. (1990): Correlation between temperature and dose rate dependence of semiconductors response; influence of accumulated dose. *Radiother. Oncol.* 19, 345-351.
- [11] Heukelom S., Lanson J. H. and Mijnheer B. J. (1991): Comparison of entrance and exit dose measurements using ionization chambers and silicon diodes. *Phys. Med. Biol.* 36, 47-59.
- [12] SFRO/SFPH (1992) : Recommandation pour un programme d'assurance de qualité en radiothérapie externe. *Bul. Cancer/Radiother.* 79, 53-76. TOCHILIN E. and GOLDSTEIN N. (1966): Dose rate and spectral measurements from a pulsed X-ray
- [13] C. J. Tung, H. C. Wang, S. H. Lo, J. M. Wu and C. J. Wang In Vivo Dosimetry For External Photon Treatments Of Head and Neck Cancers by Diodes and TLDS Radiation Protection Dosimetry (2004), Vol. 111, No. 1, pp. 45–50.
- [14] Le Bourgeois. J.P, Chavaudra. J, Eschwege. F, radiothérapie oncologie
- [15] Khan F. M. Roger A. Potish Treatment planning in radiation Oncology
- [16] Principes d'électronique Paul Malvino
- [17] HEIG- VD Haute école d'ingénierie du canton du Vaud. Electronique de puissance